

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Laboratorní úloha na měření a testování
defibrilátoru

Laboratory Task for Measuring and Testing
Defibrillator

2016

Jaroslav Vondrák

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Jaroslav Vondrák**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Laboratorní úloha na měření a testování defibrilátoru**
Laboratory Task for Measuring and Testing Defibrillator
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principem a činností funkce kardiovaskulárního systému.
2. Seznámení se s principem a činností defibrilátorů.
3. Seznámení se s postupy pro bezpečnostně technickou kontrolu.
4. Návrh laboratorní úlohy pro měření a testování parametrů defibrilátorů.
5. Realizace měření a testů – proměření LU.
6. Zhodnocení dosažených výsledků a testů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Spolehlivost a konstrukce lékařských přístrojů*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 109 s. ISBN 978-80-248-3110-7.
- [2] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 161 s. ISBN 978-80-248-3109-1.
- [3] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [4] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [5] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [6] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [7] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [8] MACKAY, R. Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [9] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [10] OLANSEN, Jon B a Eric ROSOW. *Virtual bio-instrumentation: biomedical, clinical, and healthcare applications in LabVIEW*. Upper Saddle River: Prentice Hall PTR, c2002, xxv, 571 s. ISBN 0-13-065216-4.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Dne: 29.4.2016

.....
Podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své bakalářské práce **Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D.** za ochotu a odbornou pomoc při vedení bakalářské práce. Rovněž děkuji za veškeré rady a připomínky, které mi byly poskytnuty při zpracování bakalářské práce v rámci konzultací.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá v teoretické části problematikou kardiovaskulárního systému jak z hlediska fyziologického, tak i patologického. Jaké jsou srdeční arytmie a jak tyto stavy mohou ohrožovat život pacienta. Zaměřuje se rovněž i na to, jak lze tyto nebezpečné stavy odstranit a jakých lékařských přístrojů je zapotřebí použít, přičemž od prvních léčebných experimentů, se přechází k popisu konkrétních lékařských zařízení používaných v praxi.

V empirické části se práce zabývá návrhem laboratorní úlohy pro měření a testování parametrů defibrilátoru. Jsou zde vytvořeny jednotlivé body zadání, které při svém vypracování přispějí k pochopení a seznámení se s různými druhy defibrilátorů, jejich parametry a zajistí lepší představu o zacházení s různými typy těchto přístrojů. V poslední části práce je pozornost věnována vypracování příslušné laboratorní úlohy jako názorné ukázky správného postupu realizace příslušných bodů zadání.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdce, arytmie, fibrilace síní, fibrilace komor, kardiostimulátor, defibrilátor, monofázický impuls, bifázický impuls, bezpečně technická kontrola.

ABSTRACT

In the theoretical part of my bachelor thesis the cardiovascular system is described, both in physiological and pathological terms. As next, the cardiac arrhythmias and how these conditions can threaten the patient's life are explained. Furthermore, the focus is put on how these dangerous conditions can be prevented and which medical instruments should be used. From the therapeutic experiments, the thesis moves on to the specific medical devices used in practice and explains their usage.

The empirical part occupies itself with the design of laboratory tasks for measuring and testing the parameters of the defibrillator. Methodologies have been designed to understand the different types of defibrillators. The measured parameters provide a detailed insight into the optimised application of the devices. In the last part, attention was given to the development of laboratory exercises as a practical example of correct procedure of the relevant methodologies.

KEY WORDS

Heart, arrhythmia, atrial fibrillation, ventricular fibrillation, pacemaker, defibrillator, monophasic pulse, biphasic pulse, securely technical inspection.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	8
Seznam obrázků	9
Seznam tabulek	10
Seznam grafů	11
Úvod	12
1. Kardiovaskulární systém	13
1.1 Anatomie srdce	13
1.1.1 Srdeční stěny	13
1.1.2 Srdeční dutiny	13
1.2 Srdeční činnost	15
1.2.1 Minutový výdej srdeční	15
1.2.2 Převodní systém srdce	15
1.2.3 Elektrokardiografie	17
1.3 Nemoci srdce	18
1.3.1 Arytmie síní a komor	18
1.3.2 Fibrilace síní	19
1.3.3 Fibrilace komor	19
1.3.4 Možnosti odstranění nebezpečných stavů	20
2. Funkce a činnost defibrilátorů	25
2.1 Rozdělení defibrilátorů	29
2.1.1 Monofázické defibrilátory	29
2.1.2 Bifázické defibrilátory	30
2.1.3 AED defibrilátory	31
2.1.4 Kardiovertery	31
2.2 Konstrukce defibrilátoru	31
3. Seznámení se s postupy pro bezpečnostně technickou kontrolu	33
3.1 Periodická bezpečnostně technická kontrola uživatelem	34
3.2 Testovací technika	35
4. Návrh laboratorní úlohy pro měření a testování parametrů defibrilátorů	38
4.1 Cíl úlohy	38
4.2 Zadání	38
4.3 Předpokládané znalosti	38
4.4 Použité vybavení	39

4.5	Teoretický rozbor	39
4.5.1	Fyzikální princip elektrické defibrilace	39
4.5.2	Typy výbojů	40
4.5.3	Software ANSUR	42
4.5.4	Popis použitých defibrilátorů	43
4.6	Pracovní postup	47
4.6.1	Postup k bodu č. 1 zadání	49
4.6.2	Postup k bodu č. 2 zadání	49
4.6.3	Postup k bodu č. 3 zadání	50
4.6.4	Postup k bodu č. 4 zadání	51
4.7	Výsledky	52
4.7.1	Výsledky postupu k bodu č. 1 zadání	52
4.7.2	Výsledky postupu k bodu č. 2 zadání	52
4.7.3	Výsledky postupu k bodu č. 3 zadání	52
4.7.4	Výsledky postupu k bodu č. 4 zadání	52
4.8	Kontrolní otázky	52
5.	Realizace měření a testů příslušné laboratorní úlohy	53
5.1	Cíl úlohy	53
5.2	Zadání	53
5.3	Použité vybavení	53
5.4	Popis měření	53
5.5	Popis provedených testů	54
5.6	Výsledky měření	56
5.6.1	Test pro měření defibrilačního impulsu	56
5.6.2	Test pro zjištění doby nabití defibrilátoru	59
5.6.3	Test pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí	61
5.6.4	Vykreslení do společného grafu ideální monofázický a bifázický defibrilační impuls.	66
5.7	Kontrolní otázky	66
6.	Závěr	68
	Seznam použité literatury	69
	Seznam příloh	72

Seznam použitých symbolů a zkratek

A	Ampér
AED	Automatický externí defibrilátor
AV	Atrioventrikulární
cm	Centimetr
EKG	Elektrokardiografie
FAED	Plně automatizovaný externí defibrilátor
ICD	Implantabilní kardiovertery – defibrilátory
imp./min	Impulsů za minutu
ITI	Integrovaná technická inspekce
J	Joule
kV	Kilovolt
l/min	Litrů za minutu
m/s	Metrů za sekundu
mm	Milimetr
s	Sekunda
SA	Sinoatriální
tzv	Takzvané
μ F	Mikro farad
Ω	Ohm

Seznam obrázků

Obrázek 1 Schématické znázornění srdce [3]	14
Obrázek 2 Převodní systém srdce [9]	15
Obrázek 3 EKG křivka [3]	17
Obrázek 4 Fibrilace síní [27]	19
Obrázek 5 Fibrilace komor [27]	20
Obrázek 6 Stimulační impulzy [16]	22
Obrázek 7 Kardiostimulátorové pulsy řízené P-vlnou [16]	23
Obrázek 8 Kardiostimulátor řízený R-vlnou [20]	23
Obrázek 9 Fibrilace síní a komor [20]	25
Obrázek 10 Obvod kondenzátorového defibrilátoru s výbojem přes tlumivku [20]	26
Obrázek 11 Průběh defibrilačního impulsu [20]	26
Obrázek 12 Obvod kondenzátorového defibrilátoru se zpožďovací linkou [20]	27
Obrázek 13 Schéma defibrilátoru s lichoběžníkovými impulsy [20]	28
Obrázek 14 Srovnání lichoběžníkového a tlumeného impulsu [20]	28
Obrázek 15 Sinusový monofázický impuls (nalevo) Exponenciální monofázický impuls (napravo) [21]	29
Obrázek 16 Exponenciální bifázický impuls defibrilátoru [21]	30
Obrázek 17 Impulse 7000 DP [31]	36
Obrázek 18 Simulátor pacienta MPS450 [32]	37
Obrázek 19 RLC obvod [23]	39
Obrázek 20 Různé průběhy monofázického defibrilačního impulsu [21]	40
Obrázek 21 Směr proudu při monofázické defibrilaci [34]	40
Obrázek 22 Směr proudu při bifázické defibrilaci [34]	41
Obrázek 23 Průvodčí okno testu defibrilačního impulsu	42
Obrázek 24 Panel nástrojů průvodčího okna	42
Obrázek 25 PHILIPS HEARTSTART XL [30]	43
Obrázek 26 FUKUDA DENSHI FC-550 [35]	44
Obrázek 27 PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1 [29]	45
Obrázek 28 LOHMEIER D 802 [35]	45
Obrázek 29 Impulse 7000 DP [35]	47
Obrázek 30 Pracovní prostředí softwaru ANSUR	48
Obrázek 31 Vybíjení defibrilátoru do testeru 7000 DP [35]	49
Obrázek 32 Test pro měření defibrilačního impulsu	54
Obrázek 33 Test pro zjištění doby nabití defibrilátoru	55
Obrázek 34 Test pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí	55
Obrázek 35 Závislost proudu na čase pro hodnotu 150 J - FUKUDA DENSHI	57
Obrázek 36 Závislost proudu na čase pro hodnotu 150 J - LOHMEIER D802	57
Obrázek 37 Závislost proudu na čase pro hodnotu 150 J - PHILIPS	58
Obrázek 38 Závislost proudu na čase pro hodnotu 200 J - PRIMEDIC	58
Obrázek 39 Ideální průběh monofázického a bifázického defibrilačního impulsu	66

Seznam tabulek

Tabulka 1 Srovnání parametrů jednotlivých defibrilátorů	46
Tabulka 2 Tabulka pro naměřené hodnoty pro postup k bodu č. 1 a č. 2 zadání	50
Tabulka 3 Tabulka pro naměřené hodnoty pro postup k bodu č. 3 zadání	51
Tabulka 4 Tabulka naměřených hodnot defibrilačních impulsů	56
Tabulka 5 Nabíjecí časy jednotlivých defibrilátorů	59
Tabulka 6 Špičkový proud a napětí jednotlivých fází defibrilátorů PRIMEDIC a PHILIPS	61
Tabulka 7 Špičkový proud a napětí defibrilátorů LOHMEIER a FUKUDA DENSHI	64

Seznam grafů

Graf 1 Závislost nabíjení defibrilátorů na čase	60
Graf 2 Hodnoty špičkových napětí pro PRIMEDIC DEFIMONITOR	62
Graf 3 Hodnoty špičkových proudů pro PRIMEDIC DEFIMONITOR	62
Graf 4 Hodnoty špičkových napětí pro PHILIPS HEARTSTART	63
Graf 5 Hodnoty špičkových proudů pro PHILIPS HEARTSTART	63
Graf 6 Hodnoty špičkových napětí pro LOHMEIER a FUKUDA DENSHI	65
Graf 7 Hodnoty špičkových proudů pro LOHMEIER a FUKUDA DENSHI	65

Úvod

Srdce (lat. *cor* nebo *cardia* - z řec. καρδιά, kardia), jakožto svalová pumpa, plní dvě základní důležité funkce – shromažďuje krev ze všech částí těla a pumpuje ji do plic, a shromažďuje krev z plic a pumpuje ji do celého těla. Aby tyto funkce byly prováděny srdcem správně, musí být schopno vytvářet a vést elektrické vzruchy, vedoucí k srdeční kontrakci. Není-li tato skutečnost zajištěna, dochází k vedení nesprávných impulsů nebo tyto impulsy zcela vymizí. Nastanou-li tyto urgentní stavy, je třeba zajistit neprodlené lékařské ošetření. Tyto nebezpečné stavy mohou mít různé příčiny a mohou se lišit příznaky i průběhem, stejně tak léčba vzniklých stavů je různá. Předkládaná práce představuje možnosti řešení nebezpečných stavů a to především pomocí elektrického impulsu.

Cílem bakalářské práce je popis činnosti srdce a jeho nebezpečných stavů, k nimž může dojít v důsledku nesprávné srdeční činnosti a rovněž léčbu elektrickým impulsem, zejména pomocí defibrilátoru. Pro lepší orientaci v daném tématu je první část práce věnována popisu stavby srdce, jeho funkčnosti, fyziologickým i patologickým stavům včetně následné léčby. Další část se zabývá jednotlivými druhy defibrilátorů, jejich stavbou a funkčností. Ve třetí kapitole je pozornost věnována především bezpečné technické kontrole. V empirické části se práce zaměřuje na testování několika různých defibrilátorů, které byly dostupné v laboratoři biomedicínského inženýrství na VŠB-TUO. V této části je realizována laboratorní úloha zabývající se bezpečně technickou kontrolou jednotlivých defibrilátorů a následným zhodnocením a porovnáním výsledků, jež mají přispět k pochopení funkčnosti daných druhů defibrilátorů, včetně seznámení se s jejich manipulací.

1. Kardiovaskulární systém

1.1 Anatomie srdce

Je důležité se nejprve seznámit se samotnou anatomií lidského srdce, s jeho funkcí, podobou srdečního cyklu a tím, jak je tato činnost řízena.

Srdce je výkonnou svalovou pumpou, která je tvořena příčně pruhovanými svaly. Pravidelnými rytmickými stahy vypuzuje okysličenou krev do velkých tepen, které následně ústí do menších tepen a z nich do malých tepének, arteriolae. Z arteriol pak krev proudí do tenkostěnných kapilár, kde dochází k výměně plynů a tekutin mezi krví a okolní tkání. Následně vznikají venuly ze systému kapilár a ty pak ve velké větvy, které ústí zpátky do srdce.

Srdce je uloženo ve střední části hrudníku mezi pravou a levou plící ve vazivovém obalu, perikardiu. Plíce jsou od perikardu odděleny pohrudnicí. Na srdci rozeznáváme oblast basis cordis, což je místo, kde do srdce vstupují velké větvy nebo vystupují velké arterie. Tato oblast je tvořena především pravou a levou srdeční síní. [5, 9, 18]

1.1.1 Srdeční stěny

Stavba srdeční stěny je tvořena třemi základními vrstvami a to endokardem, myokardem a perikardem. Endokard, který je tvořen jednou vrstvou endotelových buněk, má lesklý a hladký povrch a vystýlá všechny dutiny a chlopně. Pomocí vaziva je tato vrstva buněk připojena na myokard. Srdeční svalovina neboli myokard, je nejsilnější stěnou srdce. Je tvořena příčně pruhovanou srdeční svalovinou, kde kardiomyocyty jsou navzájem pospojovány pomocí svých výběžků do sítě vláken. To dovoluje rychlý přenos vzruchů z buňky na buňku. Perikard jak už bylo zmíněno, je vazivový obal, který obaluje celé srdce a tvoří jeho vnější ochranu.

1.1.2 Srdeční dutiny

Celkem jsou v srdci situovány čtyři srdeční dutiny, a to atrium dextrum et sinistrum (pravá a levá síň) a ventriculus dexter et sinister (pravá a levá komora), viz Obrázek 1. Jednotlivé dutiny jsou popisovány ve směru toku krve.

Pravá síň

Do atrium dextrum ústí dvě duté žíly vracející se z velkého krevního oběhu vena cava superior, jež je umístěna v horní části atria a vena cava inferior, která je ve spodní části atria. Pod ústím vena cava inferior se otevírá sinus coronarius, která je hlavní žilou pro odvádění neokysličené krve ze srdeční stěny. Pravá předsíň vybíhá na povrch srdce jako svalový vak v tzv. ouško.

V embryonální době v místě mezi síněmi je otvor foramen ovale, kde proudila značná část krve z pravé předsíně přímo do levé předsíně. Pokud nedojde k uzavření tohoto otvoru, je nutné jej udělat chirurgicky, jinak by mohlo mít za následek srdeční vady.

Pravá komora

Přes pravé atrioventrikulární ústí, kde je umístěna valva tricuspidalis, přechází atrium dexter do ventriculus dexter. Valvu tricuspidalis tvoří tři cípy cuspides – cuspis anterior, posterior, a septalis. Tyto cípy chlopni se k sobě přikládají v komisurách.

Tloušťka stěny pravé komory je slabší v poměru 1:3 vůči levé komoře. Pravá komora je rozdělena svalovým hřebenem, crista supraventricularis na trabekulární část vtokovou, která je pokryta svalovými trávci a hladkou část výtokovou končící u chlopně v truncus pulmonaris.

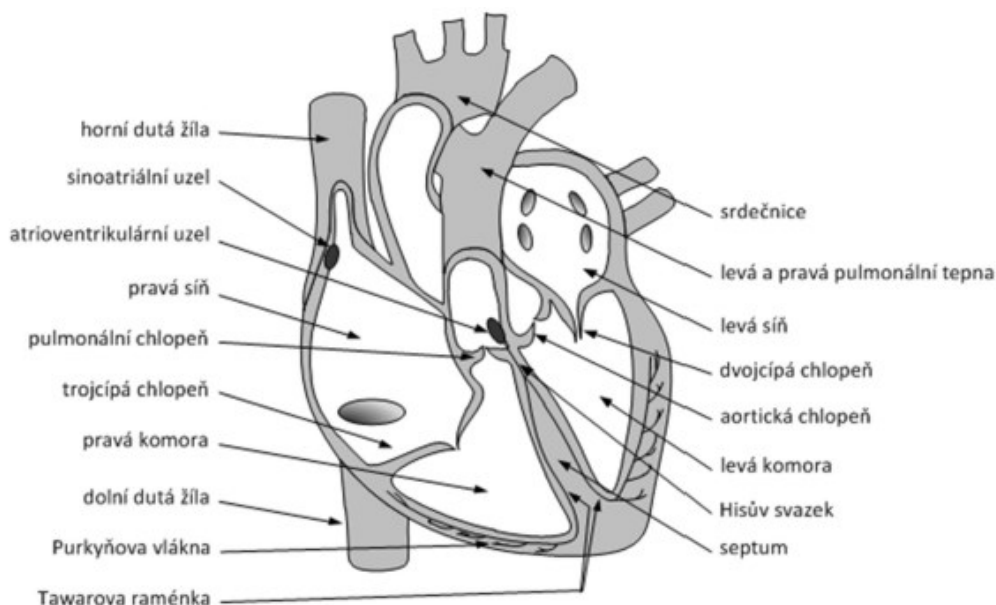
Pravá komora přijímá krev z pravé předsíně a pumpuje ji do truncus pulmonaris. Tato tepna vede krev z pravé srdeční komory do plic, aby došlo k okysličení.

Levá síň

Levá předsíň přijímá okysličenou krev v zadní části atria skrze čtvero pulmonálních žil, a to dvě pulmonales dextrae a dvě pulmonales sinistrae. Stejně jako u pravé předsíně tak i levá předsíň vybíhá v tzv. ouško. Prostřednictvím atrioventrikulárního ústí, kde je umístěna valva bicuspidalis, přechází atrium do levé komory. Tato chlopeň má dva cípy, jeden větší přední cuspis anterior a jeden menší zadní cuspis posterior, kde oba tyto cípy od sebe oddělují dvě komisury.

Levá komora

Stejně jako pravá komora, tak i levá komora má svou vtokovou část, která je tvořena ze svalových trabekul a výtokovou část mající hladkou stěnu. Levá komora následně pumpuje již okysličenou krev do celého těla přes hlavní aortu. [9, 18]



Obrázek 1 Schématické znázornění srdce [3]

1.2 Srdeční činnost

Mezi hlavní srdeční činnosti patří nasávání odkysličené krve z těla, jeho následné okysličení v plicích a pumpování dále do těla. Během tohoto cyklu vznikají elektrické vzruchy, jež mají za následek stahy srdeční svaloviny, myokardu.

1.2.1 Minutový výdej srdeční

Minutový výdej srdeční představuje množství krve, které je z komor vypuzeno do periferie během jedné minuty. V klidovém stavu toto množství představuje přibližně 5–6 litrů krve. Zdravé srdce je schopné měnit množství přečerpané krve ve velkém rozsahu, kdy v případě potřeby může toto množství zvýšit až na pěti násobek oproti klidové úrovni. Během jednoho stahu komora vypudí přibližně 70 ml krve a počet stahů za minutu je v klidu 70–80 tepů. Při vynásobení vypuzené krve z komory a srdeční frekvence dostaneme minutový výdej srdce.

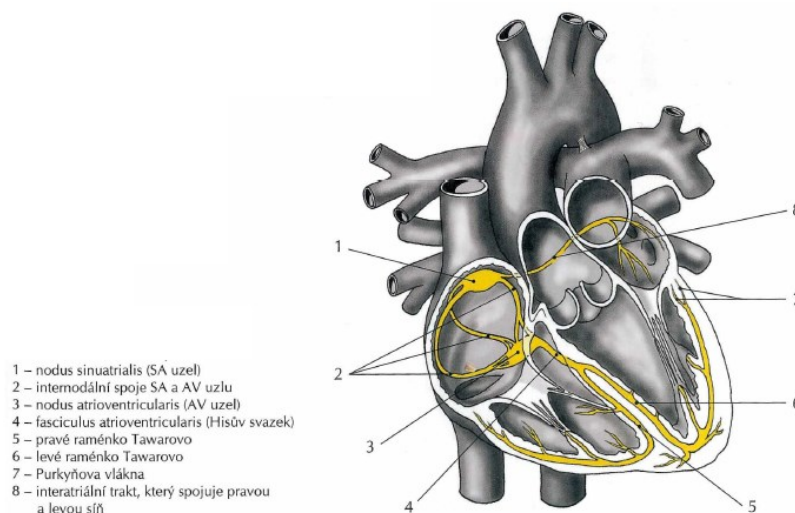
Při zvyšující se srdeční frekvenci stoupá minutový výdej a to maximálně na hodnotu 30–35 l/min. U vrcholových sportovců může tato hodnota dosáhnout až na 40 l/min. [8, 18]

1.2.2 Převodní systém srdce

Srdeční činnost se projevuje jednak stahem (systola) jednak ochabnutím (diastola) svaloviny předsíní a komor. Tyto vzruchy vznikají specializovanými svalovými buňkami tzv. buňkami převodního systému, které v určitých místech srdce tvoří nakupení ve formě uzlíku, svazků a vláken. Vlastnost těchto buněk je jedinečná a není závislá na zevních nervových podnětech. Této skutečnosti můžeme využít při transplantaci srdce, kde je srdce funkční během celé operace. Převodní systém srdce je zobrazen na Obrázku 2.

Převodní systém srdce je uskutečněn skupinami svalových buněk rozvádějících elektrické vzruchy po celé srdeční svalovině. Základní srdeční cyklus je řízen vlastními svalovými buňkami nezávisle na zevních nervových podnětech. Mezi základní složky převodního systému patří: [5]

- Nodus sinuatrialis
- Nodus atrioventricularis
- Fasciculus atrioventrikularis
- Crus dextrum et sinistrum fasciculi atrioventrikularis
- Rami subendocardiales



Obrázek 2 Převodní systém srdce [9]

Sinoatriální uzel, zkráceně SA uzel, je složen z převodních buněk nazývaných nodální buňky. SA uzel je dlouhý 6–9 mm, široký 3–5 mm, vřetenovitého tvaru uložený ve stěně pravé předsíně pod vstupem horní duté žíly. Je hlavním udavatelem srdečního rytmu a bez zevních podnětů vznikají v SA uzlu impulsy s frekvencí 70–80 tepů za minutu. Centrum řízení srdeční činnosti je uloženo v prodloužené míše. Vzruch může vznikat i jinde, což se následně projeví změnou frekvence tvorby vzruchů.

Ze SA uzlu se pak impuls šíří podél vláken do svaloviny předsíní a nabádá ji ke stahu. Vzruch následně postupuje přes internodální trakty do **atrioventrikulárního uzlu (AV)**, který je uložen v interatriálním septu pod endokardem pravého atria. AV uzel je dlouhý 5–7 mm, široký 2–5 mm, eliptického tvaru. V případě vyřazení SA uzlu z činnosti, se stává AV uzel hlavním udavatelem srdečního rytmu. Impuls se v AV uzlu zdrží jen na zlomek vteřiny a poté pokračuje atrioventrikulárním svazkem, též nazývaný jako **Hisův svazek**, který se nachází v mezikomorové přepážce. Hisův svazek je trojbokého průřezu, síly okolo 3 mm.

Při dalším postupu se Hisův svazek rozdělí na dvě **Tawarova raménka**. Pravé raménko probíhá v mezikomorovém septu a dělí se do jednotlivých Purkyňových vláken, jež přenášejí vzruch do myokardu pravé komory. Levé raménko na rozdíl od pravého není tvořeno celistvým svazkem, ale souvislou vrstvou vláken postupujících do levé části mezikomorového septa, kde se dělí do předního a zadního svazku. Tyto svazky se pak dále dělí do jednotlivých Purkyňových vláken.

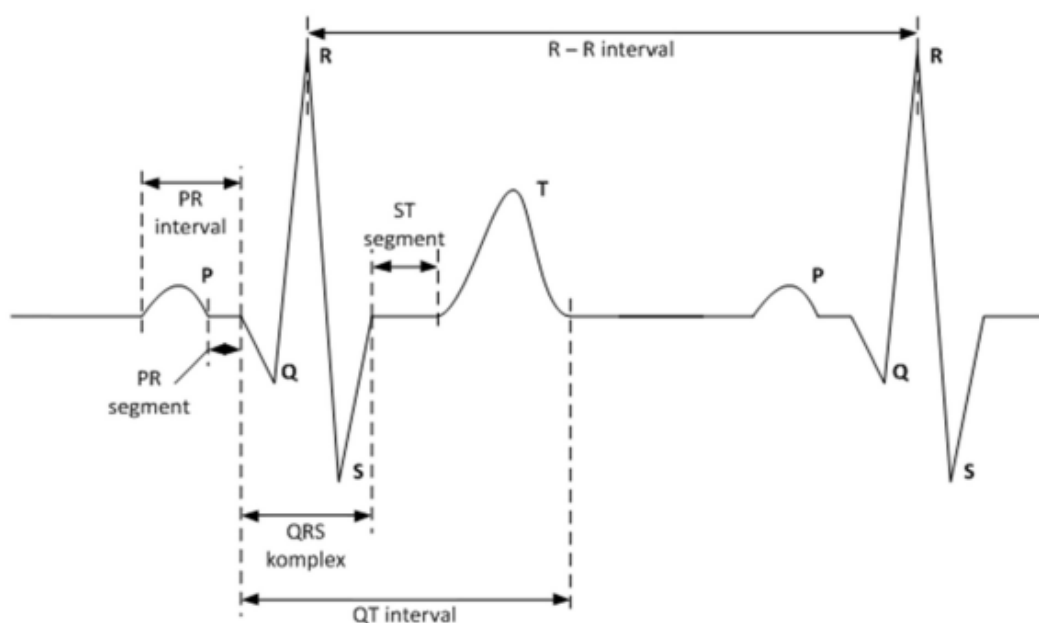
Purkyňovo vlákno je zvláštní typ buňky myokardu lišící se svou strukturou od buňky pracovního myokardu. Purkyňovo vlákno převádí impuls na stovky až tisíce kardiomyocytů. Toto zajišťuje synchronní akci buněk při kontrakci.

Rychlost šíření vzruchu v SA a AV uzlech je přibližně 0,02–0,1 m/s, zatímco v ostatních částech převodního systému je rychlost mnohem větší, a to až 4 m/s. Této skutečnosti se dá využít při neinvazivním měření elektrokardiogramu. [9]

1.2.3 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která snímá a zaznamenává elektrickou aktivitu srdce. Patří do základních vyšetřovacích metod v kardiologii, kde se označuje pod zkratkou EKG. Pomáhá nám zjistit srdeční arytmie a ischemické změny, kontrolovat účinnost kardiofarmak apod. Záznam se provádí prostřednictvím elektrokardiografu a samotné snímání napětí z těla pacienta pomocí elektrod umístěných na hrudníku a končetinách zapojených dle standardizovaných schémat. Výsledný záznam se nazývá elektrokardiogram, který je uveden na Obrázku 3.

Záznam EKG začíná vlnou P vznikající depolarizací předsíní neboli také počínající kontrakcí. Při kontrakci komor zaznamenáváme charakteristický QRS komplex, který má nejvýraznější amplitudy. Během tohoto komplexu nejsme schopni v záznamu rozpoznat předešlou repolarizaci předsíní, neboť je zastíněna silnější amplitudou QRS komplexu. Následná vlna T představuje repolarizaci komor a opět následuje vlna P. [3, 16]



Obrázek 3 EKG křivka [3]

1.3 Nemoci srdce

Mezi nejčastější poruchy přenosu nebo vzniku elektrického impulsu v myokardu jsou tzv. arytmie, jež jsou způsobeny nejčastěji postižením převodního systému srdce. Arytmie mohou být síňové nebo komorové podle toho, kde tyto poruchy vznikají. Častější výskyt je u arytmií síňových, které nejsou tak vážné v porovnání s arytmiemi komorovými. O síňových arytmiích nemusí pacient vůbec vědět, tyto ho totiž nemusí ohrožovat na životě, kdežto komorová arytmie může vést až k srdeční zástavě. Jde o stav, který se musí řešit defibrilací. [18]

1.3.1 Arytmie síní a komor

Jednou z hlavních poruch srdeční činnosti je porucha srdečního rytmu, neboli arytmie, která je způsobená nejčastěji postižením převodního systému. Arytmie mohou být jednat trvalé nebo jen přechodné a nemusí znamenat žádné závažné onemocnění, ale mohou být příznaky život ohrožujícího onemocnění. Za vznikem arytmie mohou stát například ischemie (nedostatek krve v tkáních srdce), hypoxie (nedostatek kyslíku zapříčiněný špatnou funkcí některého článku dopravy kyslíku) nebo zánět srdečního svalu, anatomické změny myokardu a dokonce i některé léky. [6, 18]

Projevy arytmií jsou rozmanité a v některých případech se mohou projevit až náhlým úmrtím, včetně nečekaných úmrtí sportovců.

Arytmie se dělí na různé typy:

- Podle rychlosti srdeční činnosti:
 - Tachykardie
 - Bradykardie
- Podle místa vzniku v převodním systému:
 - Sinusová
 - Supraventrikulární
 - Ventrikulární

Jde v podstatě o nepravidelnosti srdečního tepu. Normální tepová frekvence u zdravého jedince se pohybuje okolo 70–80 tepů za minutu. K hlavním příznakům arytmií patří například tachykardie, bradykardie a mimo jiné i mimořádné stavy jako jsou extrasystoly, fibrilace síní nebo komor. [17]

Ventrikulární tachyarytmie patří mezi nejčastější příčiny náhlé srdeční zástavy. Při náhlé zástavě srdce krev přestane téct do životně důležitých orgánů, včetně mozku a důsledkem toho nastává apnoe¹, kde se pacient upadá do bezvědomí. I když náhlá srdeční zástava není totéž co srdeční infarkt, který je způsoben ztrátou dodávky krve do myokardu, srdeční záchvat zvyšuje riziko náhlé srdeční zástavy. Dodávka terapeutické dávky elektrického proudu k srdci v průběhu R-vlny srdečního cyklu je klíčem k úspěšné konverzi supraventrikulárních tachyarytmií na normální sinusový rytmus. [2]

¹ Zástava dýchání

1.3.2 Fibrilace síní

Fibrilace síní patří mezi nejčastější srdeční arytmie, kterou v ČR trpí asi 50 000 lidí. Vzácně se vyskytuje u mladého jedince se zdravým srdcem, zatímco s přibývajícím věkem je její výskyt mnohem častější. U osob s věkem nad 80 let má tuto arytmii téměř každý desátý člověk. [6]

Fibrilace síní může mít charakter:

- Záchvatovitý – arytmie mohou trvat minuty i hodiny.
- Perzistující – u tohoto případu arytmie nezmizí a lze ji odstranit elektrickým výbojem nebo léky.
- Stálý – v tomto případě nelze arytmii odstranit ani výbojem ani léky.

Při fibrilaci síní dochází k vymizení či oslabení SA uzlu a k nekoordinovanému šíření vzruchu v síních. Místo pravidelných stahů síní dochází pouze k míhání (fibrilace), jak je vidět na Obrázku 4. Tyto nekoordinované vzruchy po síních zachytí AV uzel, který je usměrní a vzruch se na komory šíří již koordinovaně a komory se stahují rovnoměrně.

Při diagnostikování fibrilace síní je prvním úkolem zjistit zda za jejím vznikem je nebo není jiné závažné onemocnění. U mladších osob je příčina vzniku fibrilace síní chlopenní vada, kde je pak cílem odstranění této vady. Zatímco u starších osob je častější příčinou ischemická choroba nebo srdeční selhání, zde pak již ve většině případu příčinu odstranit nelze. [4, 6, 27]



Obrázek 4 Fibrilace síní [27]

Fibrilace síní je nebezpečná ze dvou důvodů:

- Pacient nemá stah síní, tzn., že výkonnost srdce klesá 20–30 %.
- Ve fibrilujících síních vnikají často tromby, které mohou embolizovat do organismu. Tyto tromby mohou snadno ucpat i větší cévu a stávají se častou příčinou mozkové příhody.

1.3.3 Fibrilace komor

Fibrilace komor se projevuje jako chaotická elektrická aktivita, která vede k rychle se opakujícím nekoordinovaným stahům svalových vláken komor, jak je patrné z Obrázku 5. Výdej srdce rychle klesá k nulovým hodnotám a během několika minut nastává smrt. Základní příznaky spojené s komorovou fibrilací jsou bezvědomí, nehmatný puls, neslyšitelné ozvy a neměřitelný tlak. Na EKG jsou zcela nerozeznatelné komorové komplexy, amplituda jednotlivých výkyvů je různá, často zpočátku relativně vysoká, později se výkyvy oplošťují. Fibrilace komor je hlavní příčinou smrti, pokud nedojde k včasné hospitalizaci.

Komorová fibrilace vzniká při zasažení elektrickým proudem, otravou například digitálisem, chinidinem, procainamidem apod., nebo při kardiochirurgických operacích.

Rozdělení fibrilací komor:

- Primární – je dobře léčitelná z důvodu, že jde jen o elektrickou nestabilitu srdce,
- Sekundární – přichází u těžce postiženého srdce s mechanickou insuficiencí,
- Terminální – předsmrtná, stahy mají různé bizarní tvary a objevuje se tzv. J vlna přicházející po R vlně.



Obrázek 5 Fibrilace komor [27]

Nejvážnější možnou srdeční arytmií je komorová zástava, kdy svalovina komor není vůbec elektricky aktivována a na EKG se objevují pouze P vlny nebo žádné známky aktivity. K této zástavě dochází při velmi těžkém mechanickém poškození srdce a obnovení aktivity je velice nepravděpodobné. [15, 27]

1.3.4 Možnosti odstranění nebezpečných stavů

Léčba těchto nebezpečných stavů začíná především u arytmií, které neohrožují přímo lidský život, kde je pozornost věnována na odstranění příčin a následnou farmaceutickou léčbu. Další způsob je přivádění umělého rytmu drážděním elektrickými impulsy nadprahové intenzity. Tyto impulsy jsou vyvolány elektrodami kardiostimulátoru, jež vyvolají umělou kontrakci myokardu. Tento způsob je nejspolehlivější především u srdečních bradyarytmií.

Nejvážnější arytmie ohrožující lidský život, jsou fibrilace komor a síní způsobující poruchy nebo úplnou ztrátu srdečních vzruchů, a tím mohou vést k zástavě srdeční činnosti. Tyto stavy je třeba řešit v minimálním čase, neboť postižená osoba upadá během několika vteřin do bezvědomí. Srdeční činnost je nutné obnovit do čtyř minut, během nichž není mozek dostatečně okysličován, což vede k trvalým následkům, popřípadě k velmi rychlé smrti pacienta. [7]

Stimulace elektrickým impulzem mohou být:

- Kardioverze – zrušení srdeční arytmie.
- Kardiostimulace – nahrazení rytmického rytmu.
- Defibrilace – zrušení fibrilace.

1.3.4.1 Kardioverze

Podstatou metody kardioverze je zrušení arytmie pomocí elektrického výboje stejnosměrným proudem. Výboj defibrilátoru je realizován velkoplošnými elektrodami, které jsou potažené vodivým EKG gelem, aby nedošlo ke zranění pacienta. Umístění elektrod se nejčastěji volí anterio – posteriorní, jež je účinnější než umístění apiko – anteriorní. Poškození myokardu je u kardioverze minimální, nicméně se doporučuje začít s co možná nejnížší dávkou. Většina supraventrikulárních arytmií (kromě fibrilace síní) je zrušitelná výbojem 25–50 J.

Nečastějším důvodem provádění kardioverze je fibrilace síní. Pokud arytmie trvá více jak 48 hodin je nutná alespoň tři týdny trvající antikoagulační léčba. Úspěšnost kardioverze je udávána až v 95 %. Úspěšnost a následné udržení sinusového rytmu se zvyšuje saturováním pacienta antiarytmikem před výkonem. Výbojem 2–15 J lze ukončit fibrilaci síní u 90 % refrakterních pacientů. [1, 7]

1.3.4.2 Kardiostimulace

Kardiostimulace je snaha o maximální přiblížení k normální činnosti srdce. Pokud bude AV uzel hlavním udavatelem srdečního rytmu, pak je vedení vzruchu mezi síněmi a komorami zcela přerušeno a síně a komory pak pracují nezávisle na sobě. Toto může vést ke zpomalení a až k zástavě srdce. Pro zamezení těchto stavů se používají elektronická zařízení tzv. kardiostimulátory. Jedná se především o generátory elektrických impulzů, které mají nahradit vlastní řídicí systém srdce v případě jeho poruchy. [16]

Dělení kardiostimulace:

- Podle místa dráždění
 - Nepřímé
 - Přímé
 - Krátkodobé
 - Dlouhodobé
- Podle funkcí
 - Řízené
 - Neřízené
 - Programovatelné
- Podle počtu dutin
 - Jednodutinové
 - Dvoudutinové
- Podle typu elektrod
 - Unipolární
 - Bipolární
- Podle typu napájení
 - Bateriové
 - Vysokofrekvenčně buzené

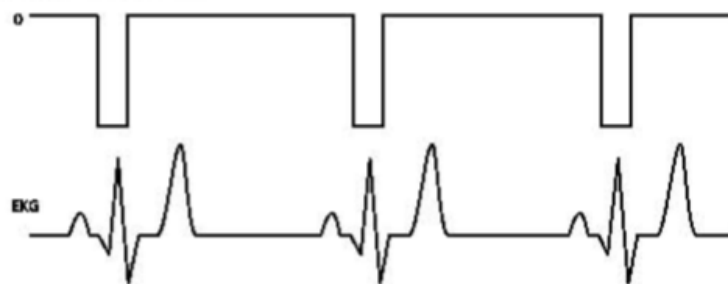
Kardiostimulátory pro krátkodobé použití se používají jen jako dočasné stimulátory nebo stimulátory pro diagnostické účely pro přímou nebo nepřímou stimulaci. U těchto kardiostimulátorů je možné nastavit různé pracovní režimy. Krátkodobá kardiostimulace může být provedena buď invazivní metodou, při níž zavedeme stimulační elektrodu do myokardu nebo neinvazivně, kdy jsou používány dvě elektrody přiložené na hrudník pacienta. [16]

Kardiostimulátory pro dlouhodobé použití jsou konstruovány jako implantabilní systém, což znamená, že je stimulátor včetně elektrody a zdroje uvnitř těla pacienta. Z tohoto důvodu musí mít stimulátor malé rozměry, vhodný tvar a zdroj, jež musí mít z důvodu nemožnosti výměny co nejdelší životnost. Dalším důležitým kritériem je neprostupnost implantátu, kde současné implantáty jsou uzavřeny do kovových obalů, například do titanu. [16]

Pro dlouhodobou stimulaci jsou kardiostimulátory vždy implantabilní. Můžeme je rozdělit na kardiostimulátory:

- Neřízené
- Řízené
 - P vlnou
 - R vlnou

Neřízený kardiostimulátor je generátor obdélníkových impulsů s opakovací frekvencí 70–75 imp./min. Každý impulz vyvolá stah komor, viz Obrázek 6. Jedná se o asynchronní stimulaci, neboť stimulátor řídí pouze činnost komor a síně tepou vlastním rytmem. Nevýhodou je, že při obnovení srdeční činnosti může dojít k interferenci signálů a následně tento stav může vyvolat fibrilaci komor. [16]

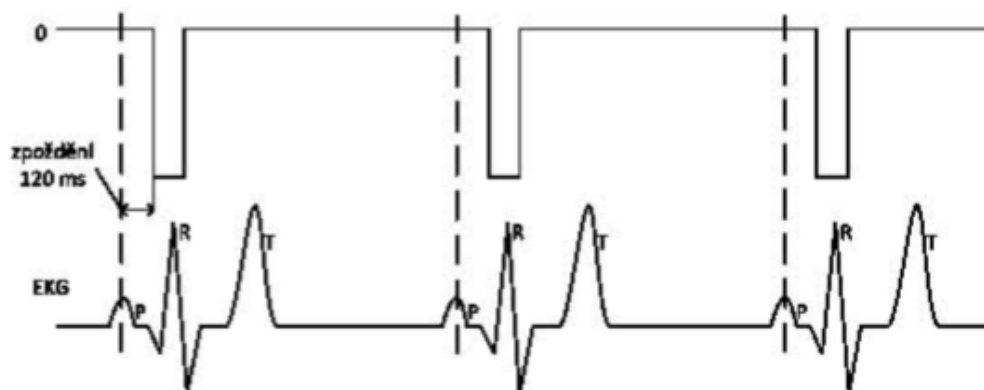


Obrázek 6 Stimulační impulsy [16]

Řízená kardiostimulace je označována jako synchronní, neboť se k řízení kardiostimulátoru používá P nebo R vlna z EKG signálu, stimulátor pak pracuje jako inhibovaný nebo řízený těmito vlnami.

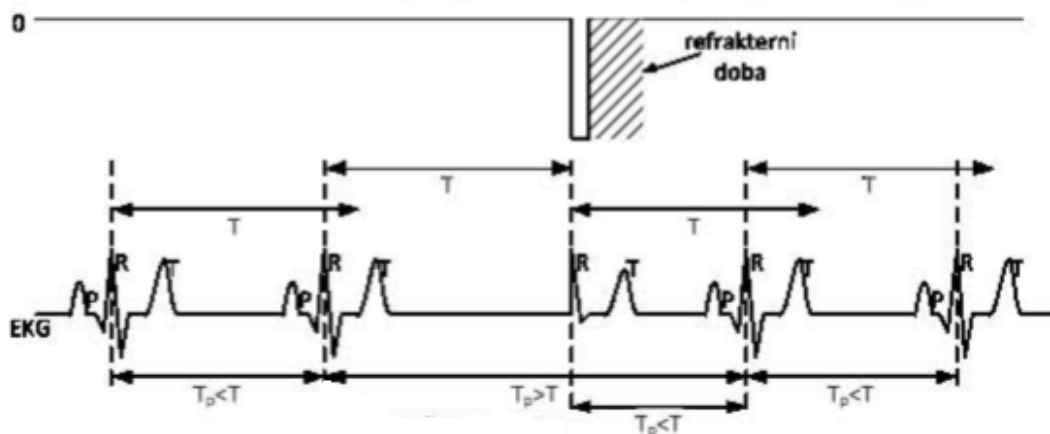
Kardiostimulátory řízené P – vlnou nahrazují porušený převodní systém srdce. Vlna P je snímána pomocí elektrody umístěné v pravé předsíni. Druhá elektroda, která je stimulační, je zavedena do pravé komory. Po sejmutí P - vlny následuje zpoždění přibližně 120 ms, než se vyše stimulační impuls do pravé komory, viz Obrázek 7. Třetí elektroda, společná pro snímání i pro stimulaci, je přímo na kovovém pouzdru stimulatoru.

Tento typ řízení stimulace má smysl pouze tehdy, je-li síňová aktivita neporušená, tzn., že činnost síní se zrychluje nebo zpomaluje přímo úměrně tělesné námaze. [16]



Obrázek 7 Kardiostimulátorové pulsy řízené P-vlnou [16]

Kardiostimulátory řízené R – vlnou využívají jednu společnou elektrodu, zavedenou do pravé komory. Tento typ kardiostimulátoru pracuje následovně, jestliže přesahuje tepová frekvence srdce předem zvolený práh, kardiostimulátor nevysílá stimulační impulsy. Pokud tepová frekvence poklesne pod zvolený práh, kardiostimulátor vnutí srdci svůj rytmus a vyše stimulační impuls. Pokud je vyslán stimulační impuls následuje refrakterní doba přístroje, která činí přibližně 300 ms. Po tuto dobu přístroj nepřijímá žádné signály na vstup. Stimulace je řízena tak, že je měřen vždy jen předchozí R – R interval, poté následuje měření dalšího intervalu, takže nemůže dojít k interferenci rytmtů. [16]



Obrázek 8 Kardiostimulátor řízený R-vlnou [20]

1.3.4.3 Defibrilace

Defibrilace je urgentní výkon při léčbě komorové fibrilace. Příslušný výboj vytváří současnou depolarizaci všech srdečních myofibril a zruší naráz veškerou elektrickou aktivitu srdce, tím se umožní, aby se jednotlivá centra srdečního převodního systému ujala své funkce v hierarchickém pořadí.

Elektrody jsou při defibrilaci potřeny vodivým EGK gelem a přitisknou se na tělo pacienta. Jedna z elektrod je umístěná do úhlu mezi horní konec sternu a pravou klíční kost a druhá do oblasti srdečního hrotu vlevo. Během následného výboje se z důvodu bezpečnosti všech přítomných osob nesmí nikdo dotýkat pacienta nebo jeho lůžka. Vyhodnocení, zda se podařilo obnovit srdeční cyklus, se provádí po pěti cyklech resuscitace.

Úspěšnost defibrilace je závislá především na čase, kdy se od počátku fibrilace komor se snižuje pravděpodobnost přežití osoby přibližně o 7–11 % každou minutu. Kritická hranice, kdy je šance na přežití téměř nulová, nastává zhruba po 11 minutách.

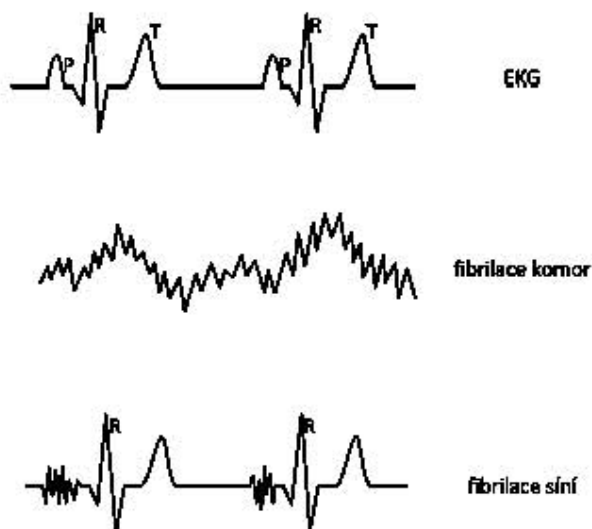
Defibrilace může být přímá i nepřímá. Přímá se provádí při otevřeném hrudníku při kardiokirurgických operacích a nepřímá vždy při uzavřeném hrudníku. Přímá defibrilace může být provedena externím defibrilátorem nebo implantabilním defibrilátorem umístěným do subklavikulárního prostoru pod prsní sval. [1, 7, 11, 20]

Energie elektrického impulsu pro různé arytmie:

- Komorová fibrilace nebo tachykardie ... 200 až 360 J
- Fibrilace síní ... 100 až 150 J
- Tachykardie síní ... 50 až 75 J

2. Funkce a činnost defibrilátorů

Defibrilátory jsou elektrické přístroje, které pomocí elektrického výboje zastavují chvění, neboli fibrilaci, srdce. Obecně je fibrilace srdce takový stav, při němž se jednotlivá vlákna srdečního svalu se nekoordinovaně stahují. Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, fibrilace mohou být síňové nebo komorové, viz Obrázek 9. [20]



Obrázek 9 Fibrilace síní a komor [20]

Při fibrilaci síní se nepravidelně stahují síňové svalové buňky s frekvencí 300 až 500 krát za minutu. Srdce čerpá krev do krevního oběhu bez síňového příspěvku, což znamená, že minutový objem je snížen až o jednu třetinu. [20]

Při fibrilaci komor se svalovina nestahuje, ale pouze chvěje. V tomto případě srdce nečerpá krev do krevního oběhu a v EKG signálu se objeví chaotické vlny. Pokud není přibližně do čtyř minut fibrilace odstraněna, mohou nastat nevratná poškození mozku z důvodu nedostatku kyslíku. [20, 27]

Nejúčinnějším prostředkem pro odstranění těchto arytmií je použití elektrického výboje. To znamená, že přivedením dostatečně velkého proudového impulsu na srdeční sval nastává obnova koordinované činnosti svalových vláken. Můžeme tedy říci, že defibrilační impuls je jakýmsi synchronizačním impulsem a tento impuls vytváří přístroj nazývaný defibrilátor. [20]

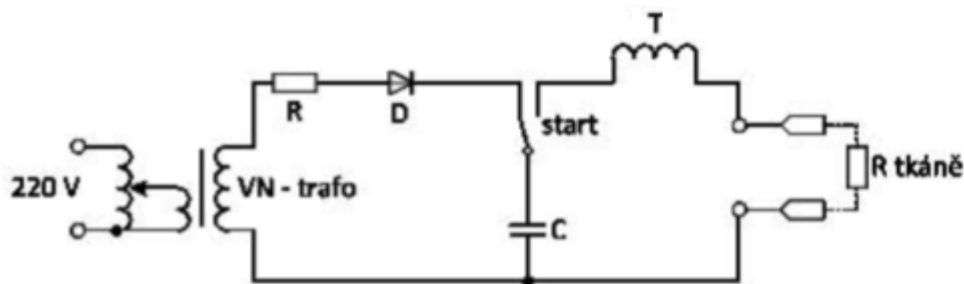
Základní typy defibrilátoru:

- Střídavý defibrilátor
- Kondenzátorový defibrilátor s výbojem přes tlumivku
- Kondenzátorový defibrilátor se zpožďovací linkou
- Defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy

Rozdělení podle velikosti impulsu:

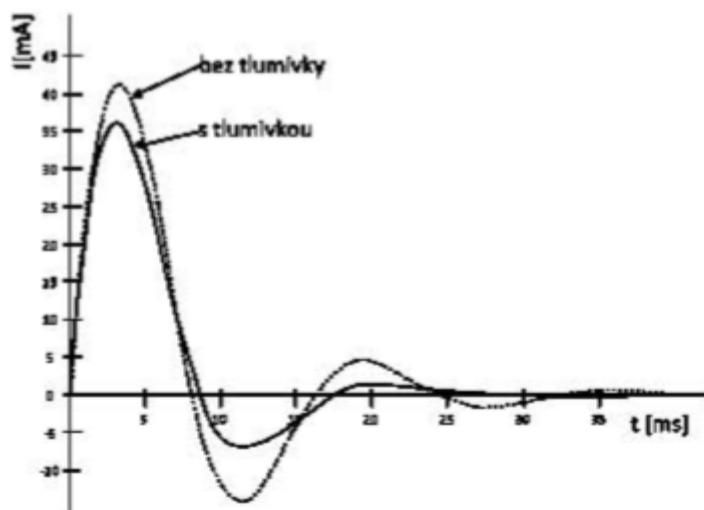
- Nízkonapěťové (interní), 50–100 J
- Vysokonapěťové (externí), až 400 J

Kondenzátorový defibrilátor s výbojem přes tlumivku získává potřebný impuls vybíjením kondenzátoru ve vhodném obvodu, viz Obrázek 10. V tomto případě je střídavé transformátorové napětí usměrněno přes jednocestnou diodu D a tímto napětím je nabíjen kondenzátor C. Sériový odpor R chrání prvky v obvodu. [20]



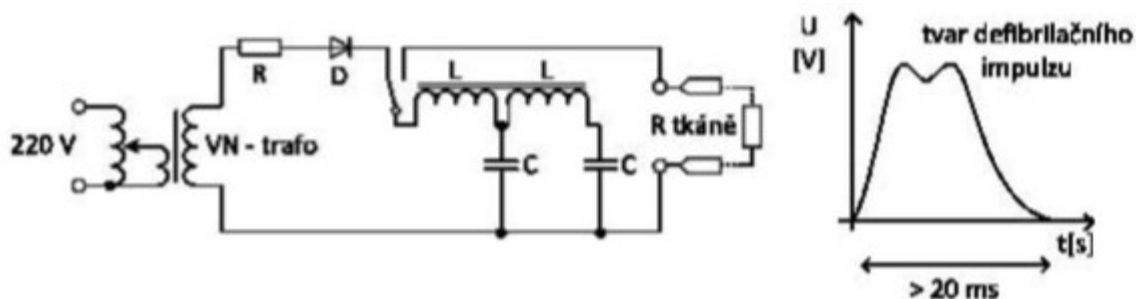
Obrázek 10 Obvod kondenzátorového defibrilátoru s výbojem přes tlumivku [20]

Lékař následně vybíjí kondenzátor pomocí spínačů umístěných na držadlech elektrod. Kondenzátor je vybíjen do obvodu pacienta přes tlumivku T, která přemění vybíjecí obvod na sériový kmitavý obvod, viz Obrázek 11. Vlastnosti defibrilačního impulsu záleží především na velikosti kapacity kondenzátoru, velikosti indukčnosti cívky a také na velikostech odporu cívky a pacienta. [20]



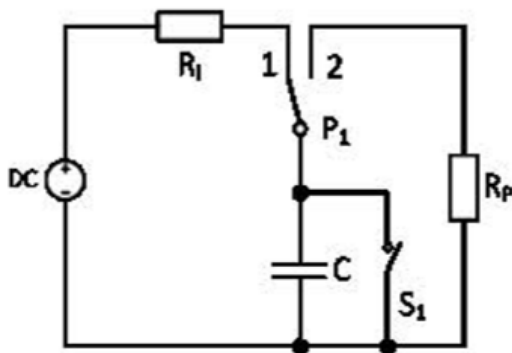
Obrázek 11 Průběh defibrilačního impulsu [20]

Kondenzátorový defibrilátor se zpožďovací linkou, neboli se zpožďovacím vedením. Tvar defibrilačního impulsu je možno ještě zlepšit oproti předchozímu typu, a to za použití zpožďovací linky. Principiální schéma je uvedeno na Obrázku 12. Oproti předchozímu tvaru impulsu má tento impuls pravoúhlejší tvar a špičková hodnota napětí trvá delší dobu. Rozšíření defibrilačního impulsu má za následek snížení potřebného proudu, který musí pro úspěšnou defibrilaci pacientem protékat. To snižuje riziko vzniku popálenin na kůži. [20]

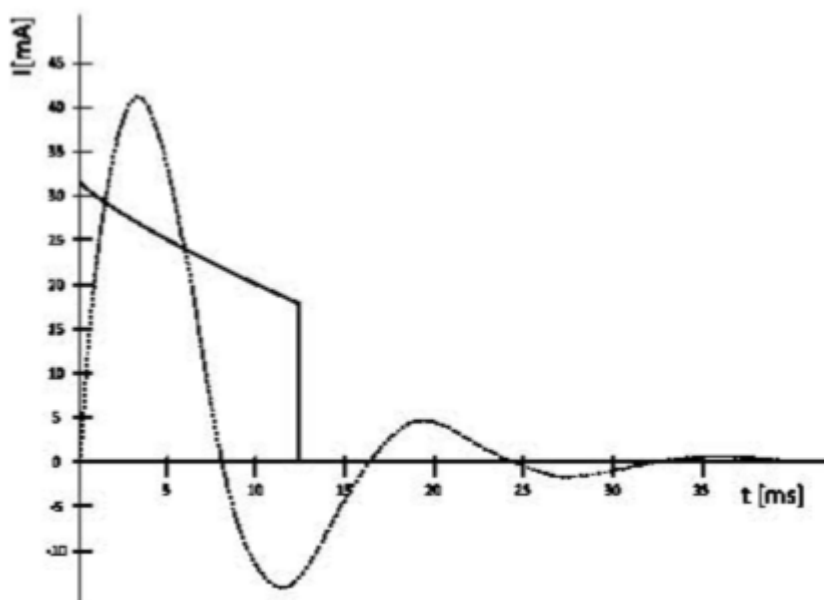


Obrázek 12 Obvod kondenzátorového defibrilátoru se zpožďovací linkou [20]

Defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy je výjimečný tím, že jako první používá pro defibrilaci lichoběžníkové impulsy se sestupným temenem. Energie potřebná k vytvoření defibrilačního impulsu je rovněž akumulována v kondenzátoru s tím rozdílem, že hodnota kapacity je podstatně vyšší než u běžných typů defibrilátorů. Vybíjení kondenzátoru je řízeno pomocí tyristorů, kde jeden tyristor připojuje nabitý kondenzátor do obvodu pacienta a druhý tyristor tento kondenzátor vybije. Zjednodušené principiální schéma je zobrazeno na Obrázku 13. [20]



Obrázek 13 Schéma defibrilátoru s lichoběžníkovými impulsy [20]



Obrázek 14 Srovnání lichoběžníkového a tlumeného impulsu [20]

2.1 Rozdělení defibrilátorů

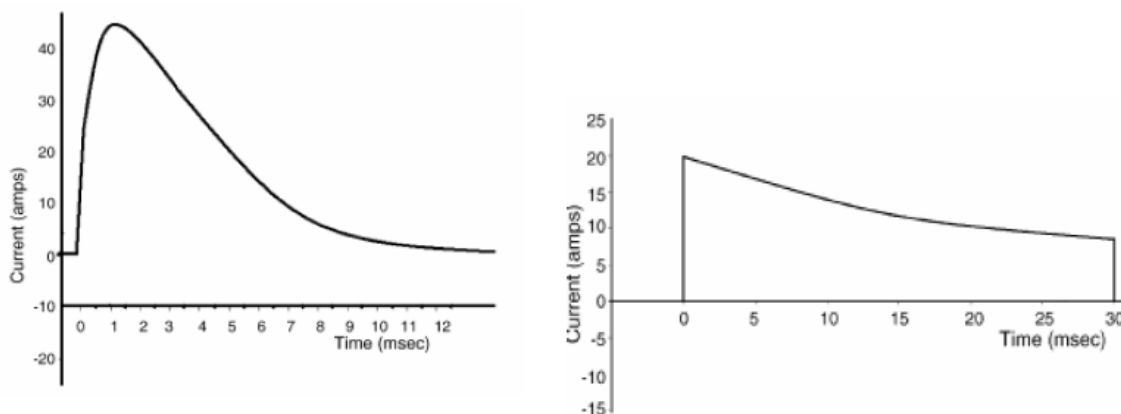
V průběhu vývoje defibrilátoru se měnil typ podávaného výboje, kdy základní charakteristikou zůstává průběh elektrického proudu v čase, což určuje tvar výsledné křivky. [1]

Základní typy defibrilačních impulsů:

- Monofázický sinusový
- Monofázický exponenciální
- Bifázický lineární

2.1.1 Monofázické defibrilátory

U monofázických defibrilátorů je používán sinusový nebo exponenciální průběh defibrilačního proudu s různou modifikací křivky a časového průběhu. Proud prochází přes myokard pouze jedním směrem od apikální ke sternální elektrodě. Hodnota proudu dosahuje několika desítek ampér a je závislá na impedanci hrudníku a nastavené energii na defibrilátoru. Účinnost monofázického výboje při kardioverzi se pohybuje v širokém rozmezí 70–90 %. K podání počáteční energie se užívá 100 J s následnou eskalací 200 J a 360 J. Některá doporučení uvádějí, že energie 100 J je nedostačující a doporučují počáteční výboj o hodnotě 200 J. Pokud by byla indikace k podání dalšího defibrilačního výboje, pak jejich energie je vždy maximální, zpravidla 360 J. [1, 21]



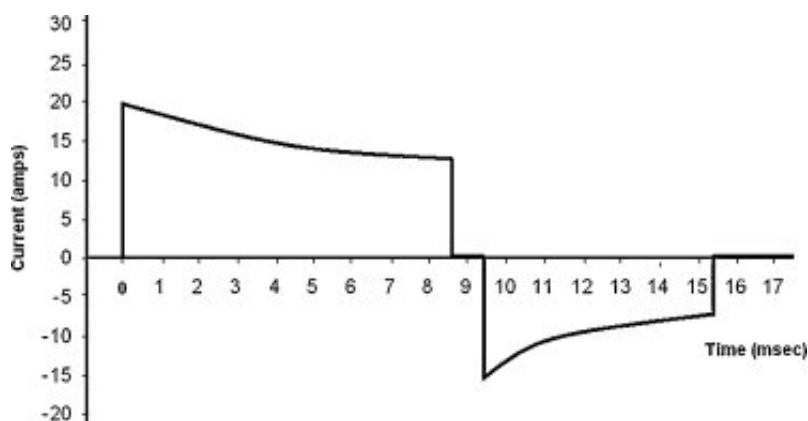
Obrázek 15 Sinusový monofázický impuls (nalevo) Exponenciální monofázický impuls (napravo) [21]

2.1.2 Bifázické defibrilátory

Bifázické defibrilátory používají exponenciální průběh křivky s různou modifikací tvaru, jako je například různá časová prodleva mezi jednotlivými fázemi. Doba trvání u jednotlivých fází se může lišit, poměrně často se používá poměr 60:40 %, s určitým krátkým časovým odstupem mezi jednotlivými fázemi. V současné době se především používají defibrilátory s bifázickým komolým exponenciálním výbojem nebo s bifázickým rektilineárním výbojem.

Na rozdíl od monofázického defibrilátoru prochází proud u bifázického přes myokard oběma směry ve dvou fázích. Maximální hodnota podaného proudu je několikanásobně menší než u monofázického defibrilátoru a závisí také na impedanci hrudníku a nastavené energii na defibrilátoru. Efektivita bifázického výboje je přibližně mezi 93–95 %.

Mezi pracovišti existují v nastavení hodnot výbojů velké rozdíly, jež jsou dané tím, že výrobci jednotlivých defibrilátorů mají různé možnosti nastavení maximálně podané energie. Nejčastěji se začíná s energií o hodnotě 50 J a postupně se eskaluje přes 100–150 J do 200–360 J. Jak už bylo uvedeno, maximální hodnota energie je závislá na výrobci, přičemž některé typy defibrilátorů mají maximální možnou energii 200 J a jiné až 360 J. U moderních bifázických defibrilátorů je automatická kompenzace impedance hrudníku pacienta s nastavením hodnoty proudu a adaptace tvaru křivky. Na základě zkušeností s elektrickou kardioverzí je vhodné použít rozsah výbojů 70–120–200 J. [1, 14, 21]



Obrázek 16 Exponenciální bifázický impuls defibrilátoru [21]

2.1.3 AED defibrilátory

Automatické externí defibrilátory, dále jen AED, jsou určené k použití pro laickou veřejnost, jež jsou schopné generovat defibrilační výboj. Přítomnost AED přístroje je doporučeno v místech, kde lze předpokládat využití častější než 1krát za dva roky a také ve zdravotnických zařízeních zabývajících se péčí o pacienty se zvýšeným rizikem náhle srdeční zástavy.

Po zapnutí přístroje a nalepení elektrod na hrudník pacienta přístroj zhodnotí povrchové EKG a podle použitého programu buď přímo vyvolá výboj (plně automatizovaný externí defibrilátor – FAED) nebo podání výboje doporučí a čeká na potvrzení obsluhy (poloautomatizovaný externí defibrilátor – SAED). Jednotlivé kroky AED jsou doprovázeny hlasovými a obrazovými podněty, jež pomáhají laikům lépe se orientovat při poskytování kardiopulmonální resuscitace.

AED přístroje jsou vhodné pro pacienty od osmého roku života, pro děti od jednoho do osmi let jsou doporučené dětské defibrilační přístroje a pro děti do jednoho roku věku není použití AED doporučováno. [1, 12]

2.1.4 Kardiovertery

Implantabilní kardiovertery – defibrilátory, dále jen ICD, jsou elektronická zařízení schopná několikazónové² detekce arytmií a vybavená stupňovitou terapií. Dokáží prakticky eliminovat riziko náhlé srdeční smrti. ICD začaly jako první využívat výhod bifázického defibrilačního výboje z důvodu jeho vyšší účinnosti, ale také kvůli nižším nárokům na baterii ICD, a tím prodloužení životnosti přístroje s možností podat více výbojů. Velikost výboje je při zavedené intrakardiální elektrodě v pravé komoře řádově mezi 30–40 J. Implantabilní kardiovertery – defibrilátory jsou schopny nahrávat elektrokardiogramy až několika desítek proběhlých epizod pro lepší analýzu arytmií.

V České republice se implantuje přibližně 650 ICD ročně, tedy 65 na jeden milion obyvatel. V zemích západní Evropy jsou tyto počty implantací až o 50 % vyšší. [1]

2.2 Konstrukce defibrilátoru

Mezi základní části defibrilátoru patří ovládací skříň, elektrody a baterie, kde ovládací skříň by měla být vyrobena nejlépe z lehkého a odolného plastového krytu, v němž je uložený výkonný generátor, tištěné obvody, regulační technika a ovládací tlačítka. Hlavní tlačítka, která musí defibrilátor obsahovat, jsou tlačítka pro výběr požadované energie, nabití a vybití energie.

Další důležitou částí konstrukce defibrilátoru jsou elektrody, které musí zajišťovat dobré spojení defibrilátoru s povrchem těla, aby se zabránilo zbytečným ztrátám energie defibrilačního výboje na přechodu elektroda – tkáň. Elektrody je také třeba tlačit k povrchu těla určitou silou. Důležitá je rovněž bezpečnost obsluhy, proto jsou držadla elektrod důkladně izolována a konstrukčně upravena tak, aby nedošlo ani k náhodnému styku s elektrodou. [19, 20]

Rozeznáváme dva základní druhy elektrod:

- Elektrody pro přiložení přímo na srdce
- Elektrody pro přiložení na hrudník

² bradyarytmie, normální frekvence, komorová tachykardie, fibrilace komor

Elektrody pro přiložení přímo na srdce jsou miskovitého tvaru, jsou přizpůsobeny tvaru srdce. Spouštěcí tlačítko je umístěno na držadle a obvykle je toto tlačítko na obou držadlech elektrod, spouštění je obouruční.

Elektrody pro přiložení na hrudník mají diskovitý tvar s průměrem asi 10 cm. Pro zmenšení přechodového odporu elektroda – kůže a zlepšení vodivosti se používá vodivý gel, který zároveň chrání pacienta proti případným popáleninám pokožky při průchodu proudu. [20]

Třetí, hlavní částí defibrilátoru, jsou baterie, které jsou konstruovány tak, aby v případě, kdy není přístroj připojen do sítě, mohl podat několik defibrilačních výbojů. Nejčastěji používaným druhem baterií jsou lithiové baterie, jelikož konstrukce tohoto druhu baterií zahrnuje spojení vícenásobných článků. Pro defibrilátory jsou tyto články vytvořeny z lithia a oxidu siřičitého, a následně je tento článek hermeticky uzavřen, aby nedocházelo k úniku dioxidu siřičitého. V jedné baterii jsou umístěny čtyři takovéto články společně s pojistkou kvůli bezpečnosti. [19, 20]

3. Seznámení se s postupy pro bezpečnostně technickou kontrolu

Pro jednotlivá zdravotnická zařízení je důležité, aby se prováděly bezpečnostně technické kontroly z důvodu snížení rizik při jejich používání. Jedná se v podstatě o řízení rizika při používání zdravotnických prostředků. Konkrétní úkony jsou popsány na příkladu pro defibrilátor. V současné době smí vykonávat revizní prohlídky pouze osoba právnická nebo podnikající fyzická, která obdržela od ITI Praha oprávnění organizace k výkonu této činnosti. Revizní prohlídku smí provádět pouze osoba fyzická, jež složila státní zkoušku ITI Praha a obdržela osvědčení revizního technika. [33]

Dnešní defibrilátory jsou multifunkční zařízení, které kromě defibrilace zajišťují i monitorování dalších důležitých vitálních funkcí pacienta. Jedná se především o snímání EKG křivky, měření krevního tlaku, saturaci krve kyslíkem a další případné funkce. Defibrilátory jsou především určené pro nemocnice nebo záchrannou službu, ale i pro laickou veřejnost, kdy se využívá poloautomatizovaných externích defibrilátorů. Tyto externí defibrilátory jsou určeny pro hasiče nebo policii, případně se instalují v místech velké koncentrace lidí, jako jsou obchodní domy či kina.

Je důležité si uvědomit, že se jedná o potencionálně nebezpečný přístroj jak pro pacienta, tak i pro obsluhu. Přímo na elektrodách je při výboji impulzní napětí, které může dosahovat hodnot až 5000 voltů a proud od 10 A do 50 A. Tyto hodnoty jsou různé v závislosti nastavené energie výboje a také dle toho, zda se jedná o bifázický nebo monofázický defibrilátor. Proto je třeba, aby obsluha těchto přístrojů byla vždy zaškolená v jejich používání. Výjimkou jsou poloautomatické externí defibrilátory určené pro laickou veřejnost, kdy tyto přístroje používají nalepovací elektrody, které nemusí obsluha přidržovat. [26]

BTK musí být provedena buďto jako:

- **Periodická**, která je pravidelně opakována a jejíž četnost stanoví výrobce.
- **Kontrola bezpečnosti zdravotnických přístrojů**, jež kontroluje elektrickou bezpečnost.
- **Technická kontrola** znamená kontrolu správné funkce a plnění technické specifikace zdravotnického přístroje.
- **Ověření nebo kalibrace měřících funkcí zdravotnických přístrojů** je prováděna za účelem udržení přesnosti měření, která je daná výrobcem, po celou dobu života zdravotnického přístroje.

3.1 Periodická bezpečnostně technická kontrola uživatelem

Pro námi zvolenou práci je především důležitá bezpečnostně technická kontrola, kterou provádí uživatelé nebo zdravotnický personál příslušných zdravotnických přístrojů. Zajímá nás to především z toho důvodu, že budeme k přístrojům přistupovat jako uživatelé zdravotnických zařízení.

Uživatel musí defibrilátory kontrolovat minimálně jednou týdně a všechny testy provádí při provozu na baterie. To znamená, že defibrilátor není připojen do sítě. Kontroluje se tím stav baterie a její provozuschopnost.

Doporučené úkony pro kontrolu:

- Vizuální kontrola přístroje
- Test EKG
- Test nabíjení a vybíjení
- Uživatelský test

Při vizuální kontrole se kontroluje celistvost krytu přístroje, ovládacích prvků, kabelů a ostatního příslušenství. Kontrola pádel zahrnuje zjištění stavu čistoty a data expirace u jednorázových elektrod. U síťových přístrojů se kontroluje kontrolka nabíjení baterie, tato kontrolka musí svítit.

U EKG testu se jedná pouze o základní test správné funkce. Při zkratovaných elektrodách je zobrazen na displeji EKG signál jako rovná čára nulové hodnoty, zatímco u rozpojených elektrod se zobrazí šum elektrického rušení ze vzduchu.

Během testu nabíjení a vybíjení se zjišťuje doba, za kterou se defibrilátor nabije a výstupní energie, která se má shodovat s nastavenou energií s určitou přípustnou odchylkou. K těmto testům slouží specializované testery.

Uživatelský test je interní přístrojový autotest defibrilátoru. Po skončení testu tiskárna vytiskne zprávu o výsledcích testů včetně data a času.

Některé přístroje jsou na tak vysoké úrovni, že jejich údržbu provádí techničtí pracovníci. Bezpečně mohou technickou kontrolu provádět uživatelé nebo zdravotnický personál za předpokladu vyškolení k dané problematice nebo pracovníci příslušných firem v souladu se zákonem podle §28 zákona č. 123/2000 Sb., o periodické bezpečnostně technické kontrole zdravotnických prostředků, citují: „*prostředky musí být prokazatelně a odborně udržovány v řádném stavu kontrolami, ošetřováním, seřizováním, opravami a zkouškami prováděnými v souladu s pokyny výrobců těchto prostředků, příslušnými zvláštními právními předpisy a předpisy pro provozování zdravotnických prostředků*“.

Účelem tohoto zákona je zajistit poskytování zdravotní péče bezpečnými a účinnými zdravotnickými prostředky, aby při jejich užívání k účelům, pro něž jsou určeny, nedošlo k poškození zdraví. [10, 13, 26, 28]

3.2 Testovací technika

Jedním z významných témat, jež jsou aktuálně řešeny ve zdravotnictví době, je kvalita poskytování služeb. Ta je kromě kvality personálu také závislá na technických prostředcích a jejich dobrém stavu. Kontrola kvality technických prostředků ve zdravotnictví v České republice se řídí zákonnými prostředky, především zákonem 123/2000 sb., jeho novelami a souvisejícími vyhláškami. Velká část těchto technických prostředků využívá elektrických či elektronických systému ke zjišťování nebo ovlivňování zdravotního stavu pacienta. Tyto lékařské přístroje mění v průběhu času svůj stav, což pochopitelně může vést k poruchám daných přístrojů. Z tohoto důvodu požaduje zákon 123/2000 sb. provádět kromě oprav i pravidelné kontroly zdravotnických prostředků, ty mohou být prováděny jak samotným zdravotnickým zařízením, jež k tomu musí být technicky, organizačně i personálně vybaveno, tak i specializovanými firmami. Příslušná kontrola elektrické bezpečnosti se provádí za použití vhodných měřicích a kontrolních přístrojů.

Jedním z výrobců testovací techniky je firma Fluke. Jde o firmu s dlouholetými zkušenostmi, jimi vyráběné testery elektrické bezpečnosti jsou navrženy tak, aby splnily všechny požadované normy, mezi které patří především ČSN EN 60 601-1 (Zdravotnické elektrické přístroje, všeobecné požadavky na bezpečnost) a ČSN EN 62 353 (Zdravotnické elektrické přístroje, opakované zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů). [22, 25]

Mezi hlavní testery zdravotnických přístrojů patří:

- Analyzátoři elektrické bezpečnosti
- Analyzátoři defibrilátorů
- Simulovaný pacient pro ověření monitorů životních funkcí a EKG
- Analyzátoři infuzních zařízení

Analyzátor elektrické bezpečnosti

K nejdůležitějším vlastnostem těchto testerů patří měření odporu ochranného vodiče, měření odebíraného proudu do výše až 20 A, měření unikajících proudů dle norem ČSN EN 60 601-1 a ČSN EN 62 353, měření pěti typů izolačních stavů stejnosměrného napětím 250 nebo 500 V. Tyto testery disponují možností simulace EKG signálu pro ověření funkcionality EKG monitorů. Lze ověřovat i zařízení, která jsou trvale nainstalována pomocí dvojitého testu svodů. Testery díky různým designovým provedením mohou být určeny jednak do výroby, kde se uplatňují přístroje s robustnějším provedením nebo kompaktnější modely určené do terénu, které jsou navíc vybaveny i vnitřní pamětí. [25]

Analyzátory defibrilátorů

Jednoduché testery defibrilátorů provádějí základní ověření funkcí, které se skládají z měření výstupní energie a z měření kardia zpoždění (synchronizace defibrilátorů s R-vlnou). Tyto analyzátory jsou kompatibilní jak s monofázickými tak bifázickými defibrilačními impulsy. Simulovaná zátěž, jež představuje zátěž pacienta, je fixně dána na 50 Ω . Potřebnou změnu zátěže dokáže upravit přístroj Impulse 7000 DP a to v rozsahu 25 – 200 Ω . [25]

Impulse 7000 DP

Impulse 7000 DP je tester defibrilátorů a externích kardiostimulátorů firmy Fluke Biomedical, viz Obrázek 17. Jeho ovládání je řešeno pomocí funkčních tlačítek a LCD displejem. Mezi jeho hlavní předností patří podpora všech konstrukcí defibrilátorů, které se v současné době používají. Je jim tedy možno testovat monofázické, bifázické i pulsně bifázické přístroje. Tento tester disponuje osciloskopickým výstupem, díky čemuž lze naměřený defibrilační impuls zanalyzovat na osciloskopu. Dokáže měřit s přesností na 1 %. Kromě měření energie impulsu je přístroj vybaven deseti nezávislými EKG výstupy, jež jsou schopny generovat dvanácti svodové EKG s možnou volbou rychlosti srdeční frekvence. Dále je možné testovat externí kardiostimulátory, využívající přímo předdefinovaných typů a značek. [22]



Obrázek 17 Impulse 7000 DP [31]

Simulovaný pacient pro ověření monitorů životních funkcí a EKG

Jedná se o přístroje, pomocí nichž lze nasimulovat celou řadu EKG signálů včetně různých srdečních arytmií, teploty, invazivního krevního tlaku, dýchání a minutového srdečního výdeje. Jednotlivé modely se od sebe liší počtem kanálů rozsahem EKG simulací atp. U pokročilých modelů lze navíc rozšířit simulaci o fetální a mateřské EKG. Tyto modely jsou tudíž vhodné i pro kontrolu fetálních monitorů. [25]



Obrázek 18 Simulátor pacienta MPS450 [32]

Analyzátory infuzních zařízení

Analyzátory infuzních zařízení umožňují ověření všech v dnešní době dostupných infuzních pump a dávkovačů. Přístroje jsou dostupné v jedno až čtyř kanálové verzi, což umožňuje v případě čtyř kanálů testovat čtyři zařízení současně nezávisle na sobě. Měří okamžitý a průměrný průtok, okluzní tlak a zpětný tlak. Analyzátory jsou rovněž vybaveny LCD displejem, který zobrazuje grafy tlaků a průtoků na jednotlivých kanálech. [25]

4. Návrh laboratorní úlohy pro měření a testování parametrů defibrilátorů

Laboratorní úloha pro měření a testování defibrilátoru může být určena pro studenty, kteří se mohou setkat s měřením parametrů defibrilátoru v praxi nebo v jejich budoucím zaměstnání.

Pro práci pro měření a testování parametrů defibrilátorů byly použity přístroje, které byly dostupné v laboratoři biomedicínského inženýrství na VŠB-TUO. Jedná se o různé typy defibrilátorů, jež disponují různými typy výbojů a také rokem výroby. Tyto defibrilátory byly testovány na testovacím přístroji v programu ANSUR. Tímto se vytvoří laboratorní úloha pro měření a testování jednotlivých typů defibrilátorů. Cílem této laboratorní úlohy je dosažení lepšího pochopení principů defibrilátorů především pro studenty, kteří se mohou setkat s měřením a testováním defibrilátorů v praxi a podání uceleného náhledu na periodickou bezpečně technickou kontrolu těchto přístrojů.

4.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- Chápat princip defibrilace,
- měřit parametry defibrilátorů,
- měřit parametry bifázických defibrilátorů,
- měřit parametry monofázických defibrilátorů,
- vyhodnotit monofázické a bifázické defibrilátory z hlediska jejich účinnosti,
- chápat rozdíly v přesnosti jednotlivých defibrilátorů v závislosti na velikosti podávaného defibrilačního výboje.

4.2 Zadání

1. Změřte pro jednotlivé defibrilátory velikosti dostupných defibrilačních impulsů.
2. Změřte dobu nabíjení defibrilátorů pro nastavené energie.
3. Změřte špičkové napětí a proud pro jednotlivé defibrilační výboje.
4. Vykreslete do jednoho společného grafu naměřený monofázický a bifázický defibrilační impuls o stejné energii.

4.3 Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

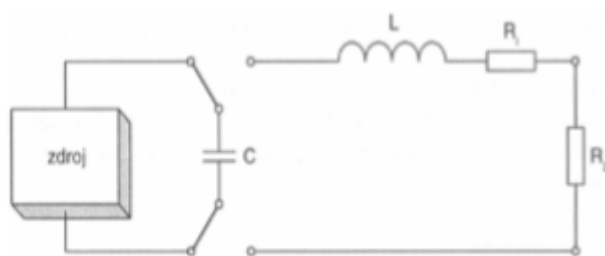
- Princip a činnost kardiovaskulárního systému v [9]
- Seznámení se s principem a činností s defibrilátorem v [20]
- Testovací technika v [22]

4.4 Použité vybavení

- Počítač se softwarem ANSUR s doplňkovým modulem 7000 DP,
- defibrilátor PHILIPS HEARTSTART XL,
- defibrilátor FUKUDA DENSHI FC-550,
- defibrilátor PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1,
- defibrilátor LOHMEIER D 802,
- tester Impulse 7000 DP,
- USB kabel typ A-B,
- síťové kabely.

4.5 Teoretický rozbor

Defibrilátory jsou přístroje, které slouží k potlačení různých srdečních arytmií, kdy srdce neplní svou fyziologickou funkci. K obnovení správné srdeční funkce se používá defibrilátor, který pomocí elektrického výboje navrací srdci svou fyziologickou činnost. Nejpoužívanější typ defibrilátoru je ve své podstatě kmitavý RLC obvod.



Obrázek 19 RLC obvod [23]

Po zapnutí se ze stejnosměrného zdroje napětí načne nabíjet kondenzátor C o kapacitě řádově 10 až 100 μF . Během defibrilace se kondenzátor vybíjí přes cívku L do těla pacienta, což představuje odpor o hodnotě přibližně 50 Ω . Cívka zajišťuje upravení defibrilačního impulzu na vhodnější tvar a prodlouží délku jeho trvání. Špičkové hodnoty napětí defibrilačního impulzu mohou dosahovat až do 9 kV, špičkový proud může dosahovat až hodnot kolem 100 A. Délka trvání impulzu je v řádech ms.

4.5.1 Fyzikální princip elektrické defibrilace

Intenzita defibrilačního výboje je udávána v joulech [J]. Je důležité si ovšem uvědomit, že pro úspěšnou defibrilaci je důležitá především velikost elektrického proudu procházejícího myokardem. Vztah mezi velikostí proudu a energií je dán rovnicí:

$$E = I \cdot U \cdot t$$

Kde:

E [J]...energie,

I [A]...hodnota proudu,

U [V]...napětí ve voltech,

t [s]...čas.

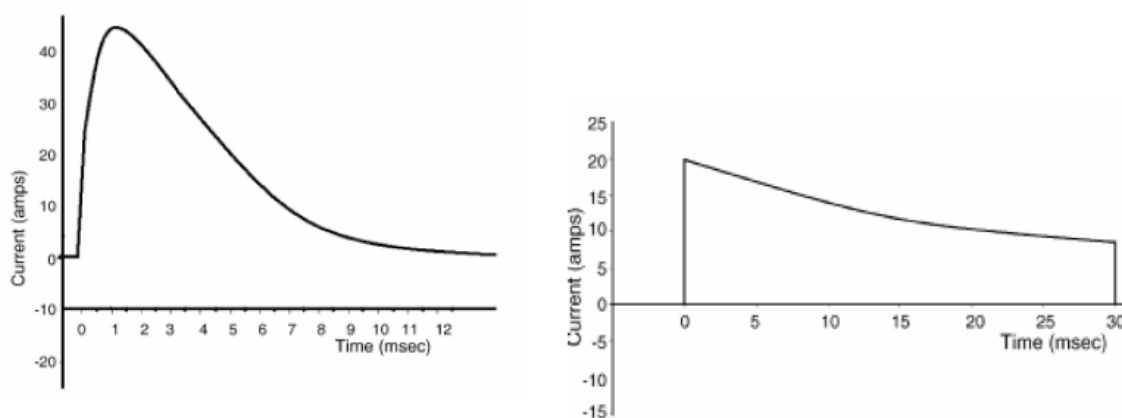
Při externí elektrické defibrilaci musí proud překonat impedanci hrudníku pacienta, která se u každého jedince liší. Hodnota impedance hrudníku se průměrně pohybuje mezi 70–90 Ω . Při vyšší hodnotě impedance klesá hodnota elektrického proudu procházejícího myokardem a rovněž tak šance na obnovení správné srdeční činnosti. Tuto hodnotu impedance lze relativně jednoduše ovlivnit např. použitím vodivého gelu, oholením ochlupení hrudníku, tlakem defibrilačních pádel, apod.

4.5.2 Typy výbojů

V průběhu vývoje defibrilátorů se měnil typ podávaného výboje, kdy základní charakteristikou defibrilátoru zůstává závislost elektrického proudu na čase.

4.5.2.1 Monofázický výboj

U monofázických defibrilátorů je používán buď sinusový nebo exponenciální průběh defibrilačního proudu s různou modifikací křivky a časového průběhu dle výrobce.



Obrázek 20 Různé průběhy monofázického defibrilačního impulsu [21]

Proud prochází pouze jedním směrem přes myokard a to od apikální ke sternální elektrodě.



Obrázek 21 Směr proudu při monofázické defibrilaci [34]

Maximální hodnota dosahuje až několika desítek ampér a závisí na nastavení energie výboje na typu defibrilátoru a impedanci hrudníku pacienta. Účinnost monofázického výboje se pohybuje v širokém rozmezí a to od 70 % do 90 %. Energie monofázického defibrilačního impulsu může dosahovat hodnot až 400 J v závislosti na výrobci.

4.5.2.2 Bifázický výboj

Bifázické defibrilátory používají nejčastěji exponenciální průběh křivky s různou modifikací tvaru, jako je například různá časová prodleva mezi jednotlivými fázemi. Doba trvání u jednotlivých fází závisí na výrobci, poměrně často se používá poměr 60:40 %, s určitým krátkým časovým odstupem mezi jednotlivými fázemi.

Na rozdíl od monofázického defibrilátoru prochází proud u bifázického přes myokard oběma směry ve dvou fázích, viz Obrázek 22. Maximální hodnota podaného proudu do těla pacienta je několikanásobně menší než u monofázického defibrilátoru, je to způsobeno účinnějším defibrilačním impulsem. Efektivita bifázického výboje je vyšší oproti monofázickému a to v rozmezí 93–95 %.



Obrázek 22 Směr proudu při bifázické defibrilaci [34]

Špičkové hodnoty proudu dosahují menších hodnot než u monofázických defibrilátorů a závisí na nastavení energie výboje na defibrilátoru a impedanci hrudníku pacienta. Maximální podaná energie může dosahovat 200 J a jiné až 360 J, v závislosti na výrobci. U většiny moderních bifázických defibrilátorů je automatická kompenzace impedance hrudníku pacienta s možností nastavení hodnoty proudu a adaptace tvaru bifázické proudové křivky.

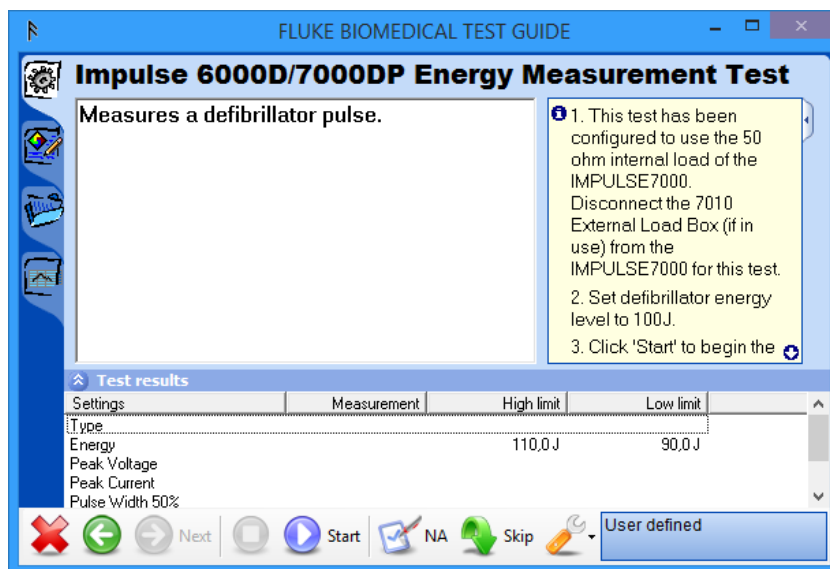
4.5.3 Software ANSUR

Jedná se o program, který je základem pro všechny testovací systémy firmy Fluke Biomedical. Ansur spravuje zkušební postupy tím, že umožňuje manuální i vizuální automatické testovací sekvence. Software je tedy kompatibilní se všemi analyzátory a simulátory firmy Fluke Biomedical a vytváří bezproblémovou integraci pro:

- Vizuální inspekci
- Preventivní údržbu
- Pracovní postupy
- Výkonnostní testy
- Elektrické bezpečnostní testy

Ansur je softwarová sada, která pomocí funkce Plug-In dokáže provádět zkušební a kontrolní postupy pro jednotlivé přístroje firmy Fluke. Jedná se o rozšíření programu Ansur, který umožňuje komunikovat s konkrétním zařízením a nakonfigurovat jej pro konkrétní testy a automaticky sbírat naměřená data.

Plug-In je softwarový modul, který je spojován se softwarem Ansur. Tyto moduly poskytují testovací protokoly užívané v Ansuru a jsou obvykle vytvořeny pro konkrétní testovací přístroje. Pro jednotlivé testovací zařízení musí být Plug-In nainstalován aby byla komunikace přístroje se softwarem Ansur kompatibilní.



Obrázek 23 Průvodčí okno testu defibrilačního impulsu

Pro provedení jednotlivých kroků testu je zapotřebí postupovat dle pokynů zobrazených v průvodci testu. U automatických bezpečnostních zkoušek je ke spuštění testu zapotřebí kliknout na ikonu Start na panelu nástrojů. Jsou-li jednotlivé kroky testu dokončeny, aktivuje se ikona Next a zobrazí se stav testu, jak je znázorněno na Obrázku 24. Po dokončení všech kroků příslušného testu umožňuje program Ansur uložení či vytisknutí výsledků provedeného testu.



Obrázek 24 Panel nástrojů průvodčího okna

4.5.4 Popis použitých defibrilátorů

PHILIPS HEARTSTART XL

Vlastnosti a parametry:

Lehký a přenosný poloautomatický defibrilátor, LCD obrazovka, 12 V napájení, možnost AED defibrilace nebo manuálního režimu, začátek výroby v roce 2000, bifázický defibrilátor.

Napájení	2 ks baterií, hermetický olověný akumulátor, dobíjitelný
Váha	6 kg
Energie	2, 3, 5, 7, 10, 20, 30, 50, 70, 100, 150, 200 J
Elektrody	externí elektrody, nalepovací elektrody



Obrázek 25 PHILIPS HEARTSTART XL [30]

FUKUDA DENSHI FC-550

Vlastnosti a parametry:

Starší model externího defibrilátoru, rok výroby přibližně 1987, manuální ovládání, monofázický.

Napájení	---
Váha	přibližně 11 kg
Energie	20, 40, 70, 100, 150, 200, 250, 360 J
Elektrody	externí elektrody



Obrázek 26 FUKUDA DENSHI FC-550 [35]

PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1

Vlastnosti a parametry:

Přenosný automatický externí defibrilátor, LCD obrazovka 320 x 240, 12 V napájení, AED defibrilace nebo manuální defibrilace, začátek výroby v roce 2005, bifázický defibrilátor.

Napájení	1 ks lithiové baterie, dobíjitelná
Váha	4,5 kg
Energie	5, 10, 20, 30, 50, 100, 200, 300, 360 J
Elektrody	externí elektrody, nalepovací elektrody, EKG elektrody



Obrázek 27 PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1 [29]

LOHMEIER D 802

Vlastnosti a parametry:

Externí defibrilátor, 12 V napájení, rok výroby přibližně 1996, manuální ovládání, monofázický defibrilátor.

Napájení	1 ks nikl-kadmiový akumulátor
Váha	8,2 kg
Energie	75, 150, 250, 360 J
Elektrody	externí elektrody



Obrázek 28 LOHMEIER D 802 [35]

Pro lepší orientaci je přiložena tabulka pro srovnání parametrů jednotlivých defibrilátorů.

Tabulka 1 Srovnání parametrů jednotlivých defibrilátorů

Parametry	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1	PHILIPS HEARTSTART XL	LOHMEIER D 802	FUKUDA DENSHI FC-550
Typ výboje	Bifázický	Bifázický	Monofázický	Monofázický
Energie [J]	5, 10, 20, 30, 50, 100, 200, 300, 360	2, 3, 5, 7, 10, 20, 30, 50, 70, 100, 150, 200	75, 150, 250, 360	20, 40, 70, 100, 150, 200, 250, 360
Rozměry [cm] Výška x Šířka x Hloubka	26 x 26 x 9	19 x 37,6 x 34,6	16,2 x 28,4 x 29,1	20 x 24,5 x 48,2
Hmotnost [kg]	4,5	6	8,2	11
LCD displej	Ano	Ano	Ne	Ne
Země původu	Německo	USA	Německo	Japonsko
Rok výroby	2005	2000	1996	1987

4.6 Pracovní postup

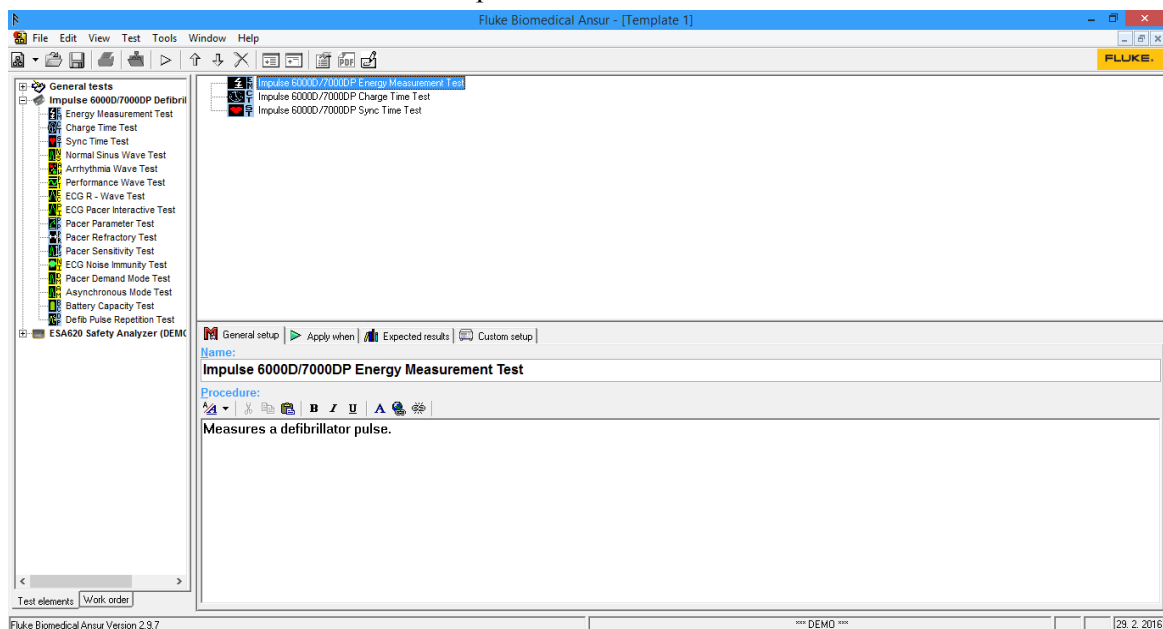
1. Seznamte se se zařízením Impulse 7000 DP.



Obrázek 29 Impulse 7000 DP [35]

- Připojte zařízení Impulse 7000 DP síťovým konektorem do zásuvky a zároveň USB konektorem k počítači s nainstalovaným programem ANSUR.
 - Zapněte zařízení na vrchní straně zařízení.
2. Seznamte se s dostupnými defibrilátory.
 - Prostudujte si dostupné defibrilační energie jednotlivých defibrilátorů.
 - Připojte defibrilátor síťovým konektorem do zásuvky.
 - Zapněte zařízení vypínačem na pozici on.

3. Seznamte se se softwarem ANSUR pro měření a testování defibrilátorů.



Obrázek 30 Pracovní prostředí softwaru ANSUR

Software umožňuje provedení více testů najednou přetáhnutím zvolených testů do pracovního okna. Po dokončení všech kroků jednotlivých testů budou ve výsledném protokolu uloženy výsledky všech zvolených testů.

- Spustíte soubor s názvem „Ansur.exe“.
- Následně se na obrazovce objeví pracovní prostředí softwaru Ansur, viz Obrázek 30 a přetáhněte do pracovního okna test pro měření defibrilačního, test pro zjištění doby nabití defibrilátoru na příslušnou energetickou hodnotu a test pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí pro jednotlivé fáze defibrilačního impulsu.
- Měření spustíte kliknutím na tlačítko „START“ (obrázek šipky v hlavním panelu) a postupujte dle pokynů zobrazených v průvodci testu.

4.6.1 Postup k bodu č. 1 zadání

V tomto bodě zadání změřte pro jednotlivé defibrilátory všechny dostupné defibrilační impulsy a zaznamenejte do tabulky výsledné hodnoty. Pro provedení jednotlivých kroků testu postupujte dle pokynů zobrazených v průvodci testu. Princip vybíjení defibrilátoru je zobrazen na Obrázku 31.

- V programu ANSUR přetáhněte z nabídky testů „Energy Measurement Test“ do pracovního okna.
- Spusťte měření kliknutím na tlačítko „START“ (obrázek šipky v hlavním panelu) a postupujte dle pokynů zobrazených v průvodci testu.
- Proved'te měření všech dostupných defibrilačních výbojů pro všechny defibrilátory.
- Zaznamenejte naměřené hodnoty do Tabulky 2 a vyhodnoťte, který z defibrilátorů měl nejvyšší odchylku od ideálního defibrilačního impulsu.



Obrázek 31 Vybíjení defibrilátoru do testeru 7000 DP [35]

4.6.2 Postup k bodu č. 2 zadání

V tomto bodě zadání změřte doby nabití defibrilátoru na příslušnou energetickou hodnotu a výsledné časy zaznamenejte do tabulky. Měření proved'te pro všechny dostupné defibrilační energie.

- V programu ANSUR přetáhněte z nabídky testů „Charge Time Test“ do pracovního okna.
- Spusťte měření kliknutím na tlačítko „START“ (obrázek šipky v hlavním panelu) a postupujte dle pokynů zobrazených v průvodci testu.
- Proved'te měření všech dostupných defibrilačních výbojů pro všechny defibrilátory.
- Zaznamenejte naměřené časy do Tabulky 2 a vykreslete graf závislosti nabíjení defibrilátorů na čase.

Tabulka 2 Tabulka pro naměřené hodnoty pro postup k bodu č. 1 a č. 2 zadání

Defibrilační impuls ideální [J]	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1	PHILIPS HEARTSTART XL	LOHMEIER D 802	FUKUDA DENSHI FC-550
	Naměřené hodnoty energie [J] / Naměřený čas nabíjení [s]			
2				
3				
5				
7				
10				
20				
30				
40				
50				
70				
75				
100				
150				
200				
250				
300				
360				

4.6.3 Postup k bodu č. 3 zadání

V posledním bodě zadání změřte špičkové hodnoty napětí a proudů všech dostupných defibrilačních impulsů. Naměřené špičkové hodnoty zaznamenejte do příslušných tabulek a vykreslete grafy v závislostech špičkových hodnot napětí a špičkových hodnot proudů na ideálním defibrilačním impulsu pro jednotlivé defibrilátory.

- V programu ANSUR přetáhněte z nabídky testů „Sync Time Test“ do pracovního okna.
- Spusťte měření kliknutím na tlačítko „START“ (obrázek šipky v hlavním panelu) a postupujte dle pokynů zobrazených v průvodci testu.
- Proved'te měření všech dostupných defibrilačních výbojů pro všechny defibrilátory.
- Zaznamenejte naměřené špičkové hodnoty napětí a proudů do Tabulky 3.
- Vykreslete graf v závislosti špičkového napětí na ideálním defibrilačním impulsu pro jednotlivé defibrilátory.
- Vykreslete graf v závislosti špičkového proudu na ideálním defibrilačním impulsu pro jednotlivé defibrilátory.

Tabulka 3 Tabulka pro naměřené hodnoty pro postup k bodu č. 3 zadání

Defibrilační impuls ideální [J]	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1				PHILIPS HEARTSTART XL			
	Špičkové napětí [V]		Špičkový proud [A]		Špičkové napětí [V]		Špičkový proud [A]	
	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 1	Fáze 2
2								
3								
5								
7								
10								
20								
30								
40								
50								
70								
75								
100								
150								
200								
250								
300								
360								

4.6.4 Postup k bodu č. 4 zadání

V tomto bodě zadání vykreslete rukou na milimetrový papír nebo na počítači graf monofázického a bifázického defibrilačního impulsu. Oba defibrilační impulsy budou mít stejnou energii. Zhodnoťte, jak se tyto výsledné křivky navzájem liší a která z nich je účinnější.

4.7 Výsledky

4.7.1 Výsledky postupu k bodu č. 1 zadání

- Změřte všechny dostupné defibrilační energie a výsledky uveďte do tabulky.
- Porovnejte naměřené hodnoty s hodnotami ideálními.
- Uveďte do protokolu tvary křivek jednotlivých defibrilátorů.

4.7.2 Výsledky postupu k bodu č. 2 zadání

- Změřte časy nabíjení jednotlivých defibrilátorů pro všechny dostupné defibrilační energie.
- Uveďte tabulku naměřených hodnot.
- Z naměřených hodnot vykreslete graf nabíjení defibrilátorů v čase.
- Vyhodnoťte, který z defibrilátorů se při stejném defibrilačním impulsu nabíjel nejdéle a proč.

4.7.3 Výsledky postupu k bodu č. 3 zadání

- Změřte špičkové napětí a proudy pro jednotlivé defibrilační impulsy.
- Naměřené hodnoty uveďte do tabulky.
- Vykreslete grafy v závislosti špičkového napětí a proudu na ideálním defibrilačním impulsu pro jednotlivé defibrilátory.

4.7.4 Výsledky postupu k bodu č. 4 zadání

- Vykreslete na milimetrový papír nebo na počítači graf naměřeného monofázického a bifázického defibrilačního impulsu a zhodnoťte rozdíly vykreslených křivek.

4.8 Kontrolní otázky

1. Jaké jsou základní typy defibrilačních impulsů?
2. Který defibrilační impuls je účinnější a proč?
3. Který z použitých defibrilátorů měl nejvyšší odchylku v měření defibrilační energie?
4. Který z použitých defibrilátorů měl nejvyšší dobu nabíjení, a zkuste odhadnout, čím to může být způsobeno.
5. Proč je důležitá bezpečně technická kontrola lékařských přístrojů?
6. Jaká jsou typická napětí a proudy defibrilačních impulsů?

5. Realizace měření a testů příslušné laboratorní úlohy

V této kapitole je zhotoven vzorový protokol laboratorní úlohy, který představuje názornou ukázkou, jak by měl protokol pro měření a testování parametrů defibrilátoru vypadat.

5.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- chápat princip defibrilace,
- měřit parametry defibrilátorů,
- měřit parametry bifázických defibrilátorů,
- měřit parametry monofázických defibrilátorů,
- vyhodnotit monofázické a bifázické defibrilátory z hlediska jejich účinnosti,
- chápat rozdíly v přesnosti jednotlivých defibrilátorů v závislosti na velikosti podávaného defibrilačního výboje.

5.2 Zadání

1. Změřte pro jednotlivé defibrilátory velikosti dostupných defibrilačních impulsů.
2. Změřte dobu nabíjení defibrilátorů pro nastavené energie.
3. Změřte špičkové napětí a proud pro jednotlivé defibrilační výboje všech defibrilátorů.
4. Vykreslete do jednoho společného grafu naměřený monofázický a bifázický defibrilační impuls o stejné energii.

5.3 Použité vybavení

- Počítač se softwarem ANSUR s doplňkovým modulem 7000 DP,
- defibrilátor PHILIPS HEARTSTART XL,
- defibrilátor FUKUDA DENSHI FC-550,
- defibrilátor PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1,
- defibrilátor LOHMEIER D 802,
- tester Impulse 7000 DP,
- USB kabel typ A-B,
- síťové kabely.

5.4 Popis měření

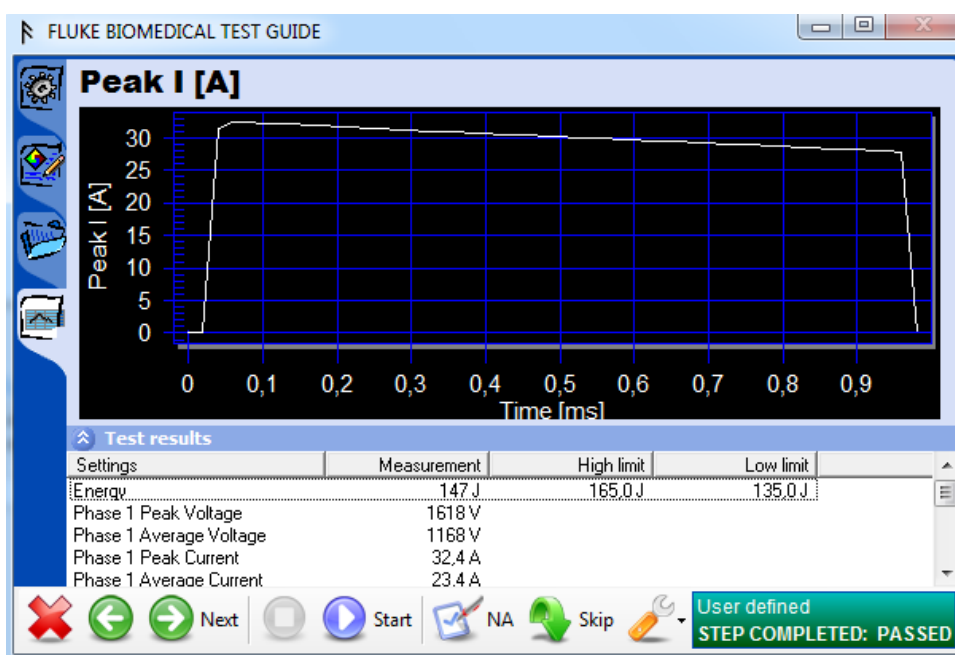
Seznámili jsme se se zařízením Impuls 7000 DP a všemi dostupnými defibrilátory. Dle pokynů jsme tester defibrilátoru připojili pomocí USB k počítači. Po spuštění aplikace „Ansur.exe“ jsme přistoupili k měření všech bodů zadání:

- Měření velikosti dostupných defibrilačních impulsů pro jednotlivé defibrilátory.
- Měření doby nabíjení defibrilátorů pro nastavené energie.
- Měření špičkového napětí a proudu pro jednotlivé defibrilační výboje.
- Vykreslení do společného grafu naměřený monofázický a bifázický defibrilační impuls o stejné energii.

5.5 Popis provedených testů

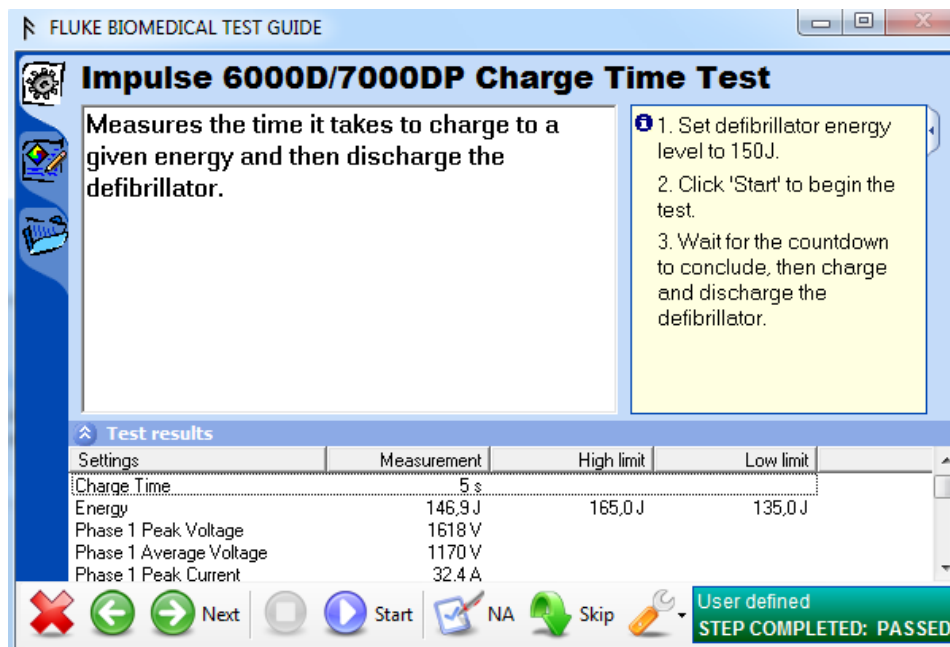
Při měření jednotlivých defibrilátorů byly použity tři testy. Test pro měření defibrilačního impulsu s defaultně nastavenou možnou odchylkou $\pm 10\%$, test pro zjištění doby nabití defibrilátoru na příslušnou energetickou hodnotu a test pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí pro jednotlivé fáze defibrilačního impulsu. Všechny tyto testy byly prováděny na simulovaném odporu s hodnotou $50\ \Omega$, který představuje odpor hrudníku pacienta.

Před spuštěním příslušného testu je zapotřebí nastavit v záložce Custom setup energii defibrilačního impulsu se kterou se bude nadále pracovat. Po stisku tlačítka Start je potřeba během jednotlivých kroků testu postupovat dle pokynů zobrazených v průvodci testu. Jsou-li všechny kroky testu dokončeny, zobrazí se stav příslušného testu. Na Obrázku 32 lze vidět výsledek testu pro měření defibrilačního impulsu s možností vykreslení defibrilačního impulsu v závislosti proudu na čase.



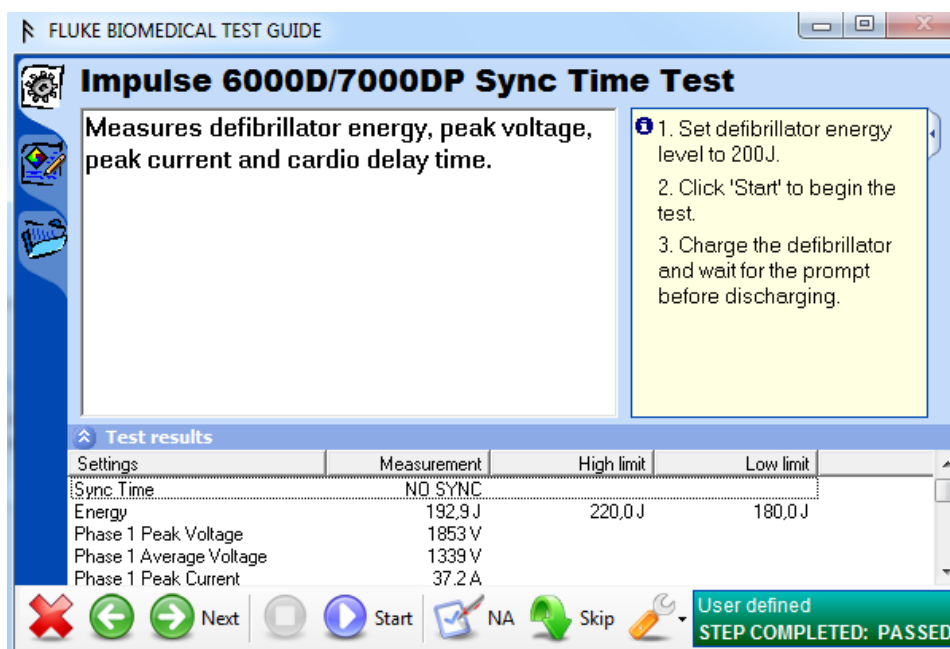
Obrázek 32 Test pro měření defibrilačního impulsu

Během testu pro zjištění doby nabití defibrilátoru na nastavenou hodnotu, se po stisku tlačítka Start objeví odpočet, při kterém se má uživatel možnost připravit na následné nabití a vybití defibrilátoru. Po uplynutí odpočítávání začne program měřit čas a měření ukončí, jakmile zaznamená defibrilační výboj. Výsledek testu je zobrazen na Obrázku 33.



Obrázek 33 Test pro zjištění doby nabití defibrilátoru

Ve třetím testu pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí pro jednotlivé fáze defibrilačního impulsu se po provedení všech kroků testu zaznamenají jednotlivé špičkové a průměrné hodnoty proudu a napětí všech fází defibrilačního impulsu. Výsledek testu je zobrazen na Obrázku 34.



Obrázek 34 Test pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí

5.6 Výsledky měření

5.6.1 Test pro měření defibrilačního impulsu

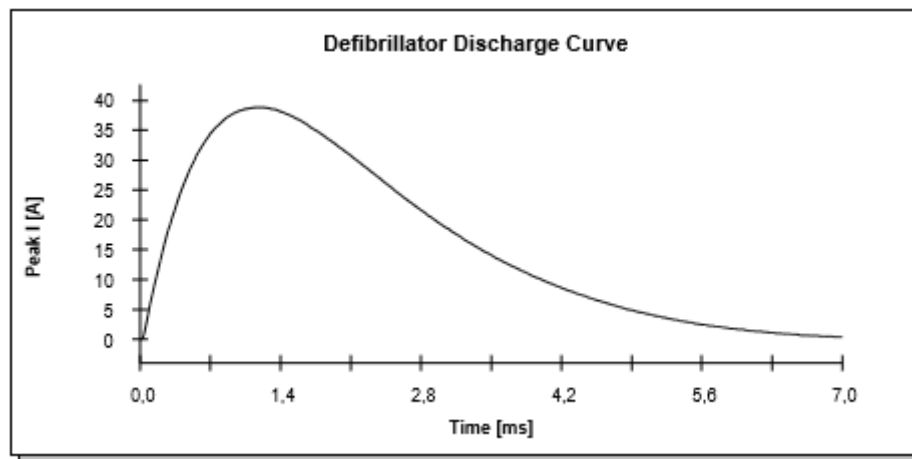
V prvním testu pro měření defibrilačního impulsu s defaultně nastavenou možnou odchylkou $\pm 10 \%$ byly měřeny pro všechny defibrilátory všechny dostupné defibrilační energie. Přehled výsledných hodnot lze vidět v Tabulce 4.

Tabulka 4 Tabulka naměřených hodnot defibrilačních impulsů

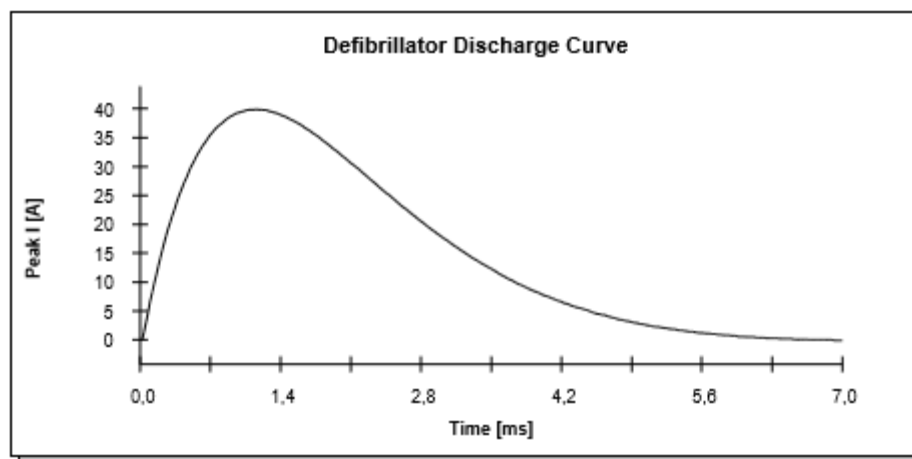
Defibrilační impuls ideální [J]	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1	PHILIPS HEARTSTART XL	LOHMEIER D 802	FUKUDA DENSHI FC-550
	Naměřené hodnoty energie [J]			
2	-	2,2	-	-
3	-	3,2	-	-
5	5	5,2	-	-
7	-	7,2	-	-
10	9,8	9,9	-	-
20	20,1	20	-	21,4
30	29,9	29,6	-	-
40	-	-	-	42,2
50	50,1	48,9	-	-
70	-	68,5	-	71,4
75	-	-	76,2	-
100	100,3	98	-	101,9
150	-	147	152,1	152,2
200	200,3	196,1	-	200,3
250	-	-	249	250,4
	300,3	-	-	-
360	352,1	-	365,2	360,1

Z tabulky je patrné, že pro defibrilátor značky PRIMEDIC jsou při nižších hodnotách defibrilačních impulsů odchylky velice malé, zatímco při jeho maximální hodnotě jeho odchylka činí bezmála 8 J. I přes tuto skutečnost vyhověl požadavkům daného testu s defaultně nastavenou odchylkou. U defibrilátoru značky PHILIPS rovněž při nižších hodnotách defibrilačních impulsů jsou v porovnání s předešlým přístrojem odchylky od ideálních hodnot vyšší. Rovněž i tento přístroj splnil požadavky testu. Defibrilátory značky LOHMEIER a FUKUDA mají pro svůj starší rok výroby odchylku od ideálního defibrilačního impulsu vyšší oproti novějším předešlým modelům. U modelu značky FUKUDA, který je zároveň i nejstarším modelem, je odchylka u impulsů přesahující energii 200 J velice malá a u jeho maximální energie téměř žádná. Tento fakt poukazuje na to, že při správném zacházení s přístroji a pravidelné kontrole mohou přístroje správně pracovat a vyhovět všem požadavkům i téměř po třiceti letech.

Ve výsledném protokolu příslušného testu byla možnost zobrazení křivky defibrilačního impulsu v závislosti proudu na čase. Na Obrázku 35, Obrázku 36 a Obrázku 37 jsou zobrazeny křivky pro jednotlivé defibrilátory s defibrilačním impulsem rovným 150 J s výjimkou defibrilátoru značky PRIMEDIC, jehož graf je zobrazen na Obrázku 38, který neumožňuje podat výboj o hodnotě 150 J, zde byla použita hodnota 200 J.

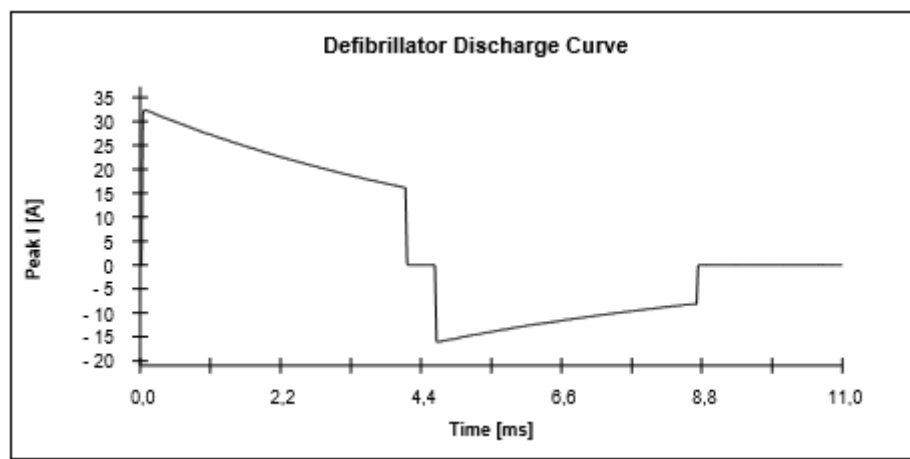


Obrázek 35 Závislost proudu na čase pro hodnotu 150 J - FUKUDA DENSHI

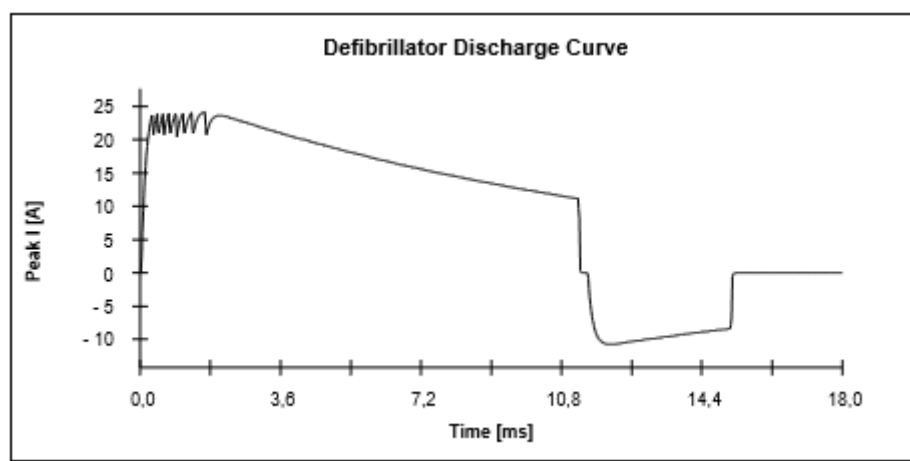


Obrázek 36 Závislost proudu na čase pro hodnotu 150 J - LOHMEIER D802

U monofázických defibrilátorů FUKUDA DENSHI a LOHMEIER jsou výsledné křivky na první pohled totožné, jak v hodnotách špičkového napětí, tak v době trvání defibrilačního impulsu. Je to způsobené tím, že oba přístroje pracují na stejném principu využívajícího sinusového monofázického defibrilačního impulsu.



Obrázek 37 Závislost proudu na čase pro hodnotu 150 J - PHILIPS



Obrázek 38 Závislost proudu na čase pro hodnotu 200 J - PRIMEDIC

Zatímco u bifázických defibrilátorů PHILIPS HEARTSTART XL a PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1 jsou křivky zcela jiné. Defibrilátor značky PHILIPS má exponenciální bifázický defibrilační impuls s časovou prodlevou mezi jednotlivými fázemi, viz Obrázek 37. Kdežto defibrilátor PRIMEDIC využívá bifázický lineární optimálně řízený defibrilační impuls, který je nejlépe přizpůsobený různým lidem. V porovnání s exponenciálním bifázickým defibrilačním impulsem má nižší špičkový proud, čímž je srdce méně zatěžováno procházejícím proudem.

5.6.2 Test pro zjištění doby nabití defibrilátoru

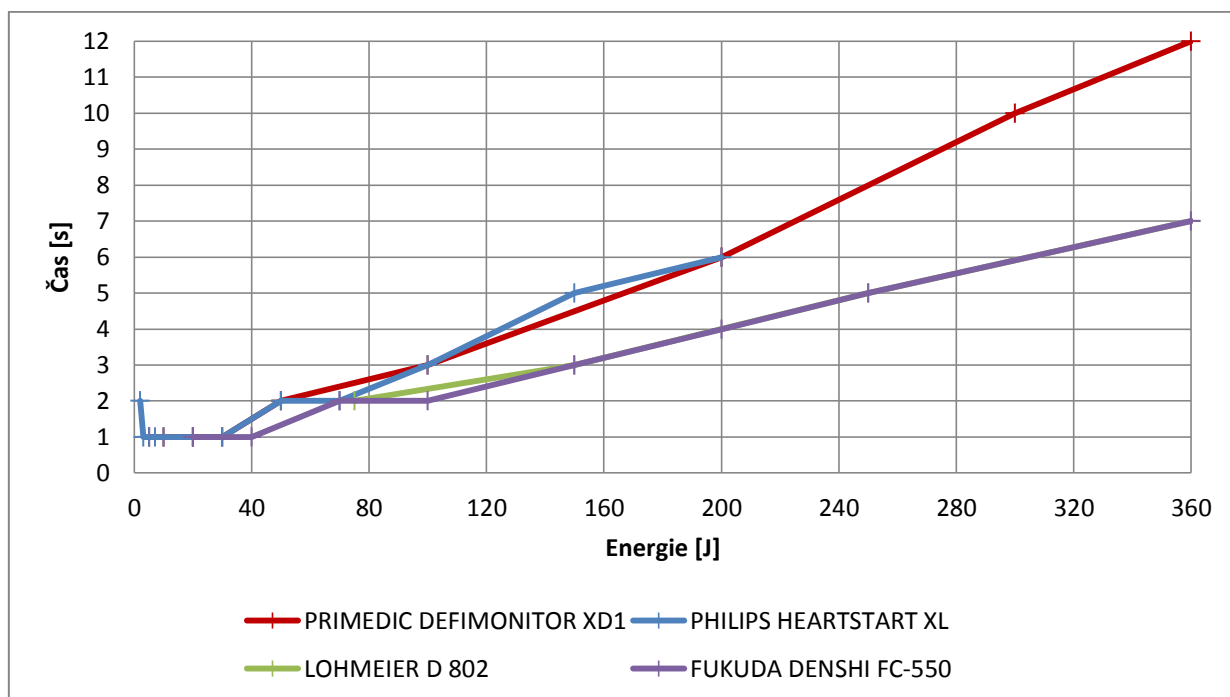
Ve druhém testu pro zjištění doby nabití defibrilátoru na příslušnou energetickou hodnotu se měřila doba nabití kondenzátoru v příslušných defibrilátorech všech dostupných energií. Časy nabíjení jednotlivých defibrilačních impulsů jsou zobrazeny v Tabulce 5.

Tabulka 5 Nabíjecí časy jednotlivých defibrilátorů

Defibrilační impuls ideální [J]	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1	PHILIPS HEARTSTART XL	LOHMEIER D 802	FUKUDA DENSHI FC-550
	Naměřený čas nabíjení [s]			
2	-	2	-	-
3	-	1	-	-
5	1	1	-	-
7	-	1	-	-
10	1	1	-	-
20	1	1	-	1
30	1	1	-	-
40	-	-	-	1
50	2	2	-	-
70	-	2	-	2
75	-	-	2	-
100	3	3	-	2
150	-	5	3	3
200	6	6	-	4
250	-	-	5	5
300	10	-	-	-
360	12	-	7	7

Z výsledků daného testu lze zjistit, že při malých hodnotách defibrilačních impulsů je nabíjecí čas stejný jak pro bifázické tak pro monofázické defibrilátory. Aproximovaná chyba u malých hodnot defibrilačních impulsů je způsobená především uživatelem, kde může vzniknout zpoždění v řádech desetin vteřin mezi stiskem tlačítka pro výboj nebo uvědoměním, že defibrilátor je již nabit.

U hodnot přesahujících přibližně 80 J, jak lze také vidět na Grafu 1, je nabíjení kondenzátorů u bifázických defibrilátorů pomalejší oproti monofázickým. Tento fakt je způsoben především složitější elektronikou, kterou jsou bifázické defibrilátory vybaveny. Rovněž je z grafu patrné, že všechny defibrilátory mají od hodnoty přibližně 150 J stejnou výslednou křivku v závislosti nabíjení defibrilátoru na čase. Při nižších hodnotách se tyto časy liší jen nepatrně.



Graf 1 Závislost nabíjení defibrilátorů na čase

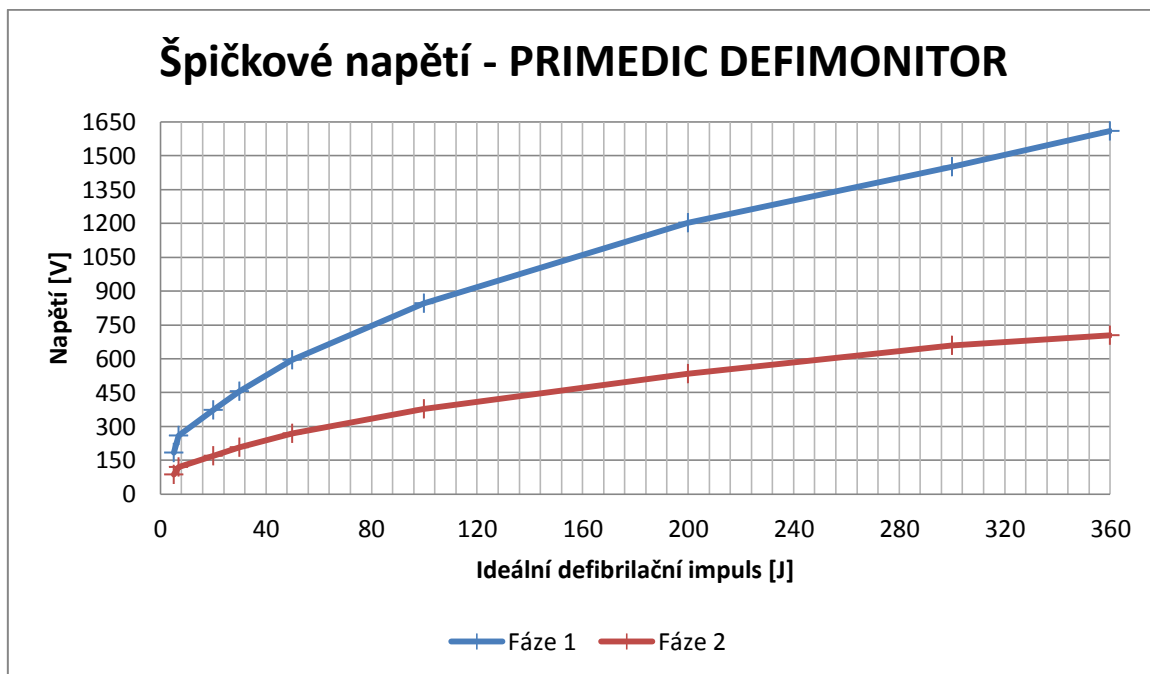
5.6.3 Test pro měření defibrilační energie, špičkového proudu a napětí

Třetí test zahrnuje měření špičkového proudu a napětí jednotlivých fází defibrilačního impulsu u bifázických defibrilátorů a rovněž u monofázických dostupnou první fází defibrilačního impulsu. V Tabulce 6 jsou uvedeny hodnoty pro bifázické defibrilátory PRIMEDIC DEFIMONITOR a PHILIPS HEARTSTART XL a v Tabulce 7 pro monofázické defibrilátory LOHMEIER a FUKUDA DENSHI.

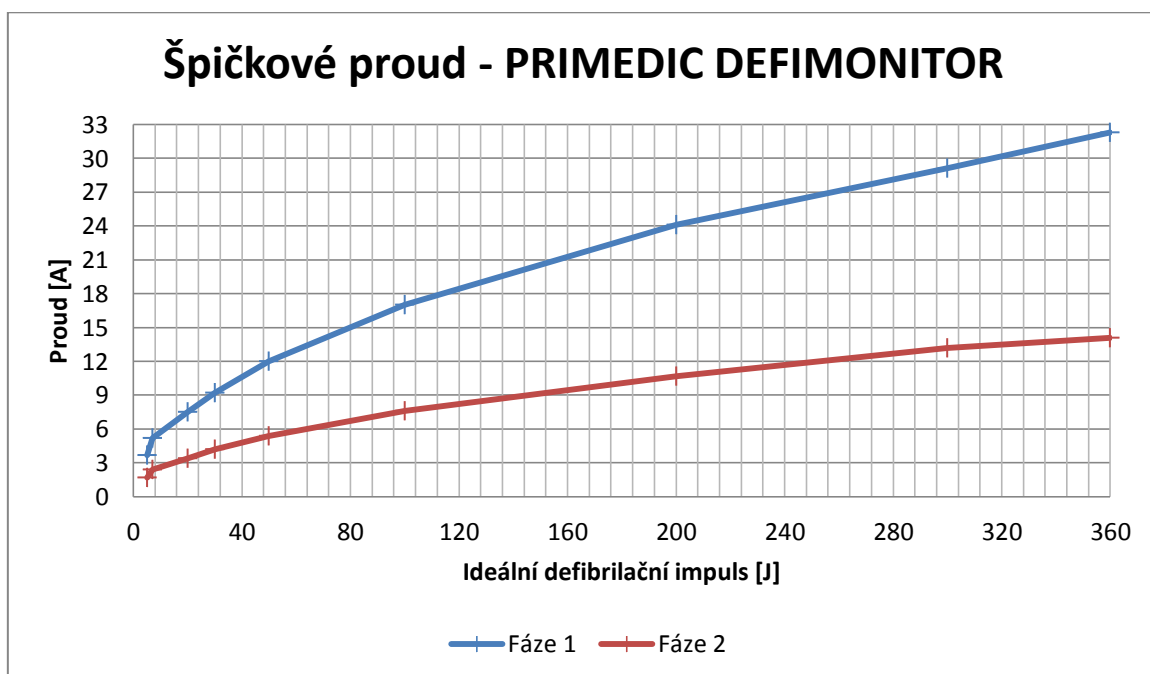
Tabulka 6 Špičkový proud a napětí jednotlivých fází defibrilátorů PRIMEDIC a PHILIPS

Defibrilační impuls ideální [J]	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1				PHILIPS HEARTSTART XL			
	Špičkové napětí [V]		Špičkový proud [A]		Špičkové napětí [V]		Špičkový proud [A]	
	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 1	Fáze 2	Fáze 1	Fáze 2
2	-	-	-	-	199	99	4	2
3	-	-	-	-	239	119	4,8	2,4
5	184	86	3,7	1,7	304	151	6,1	3
7	259	121	5,2	2,4	354	176	7,1	3,5
10	-	-	-	-	421	209	8,4	4,2
20	373	170	7,5	3,4	594	295	11,9	5,9
30	457	207	9,2	4,2	726	360	14,6	7,2
40	-	-	-	-	-	-	-	-
50	596	268	12	5,4	935	463	18,7	9,3
70	-	-	-	-	1104	547	22,1	11
75	-	-	-	-	-	-	-	-
100	846	377	17	7,6	1322	655	26,5	13,1
150	-	-	-	-	1618	803	32,4	16,1
200	1204	535	24,1	10,7	1853	919	37,2	18,4
250	-	-	-	-	-	-	-	-
300	1450	660	29,1	13,2	-	-	-	-
360	1610	705	32,3	14,1	-	-	-	-

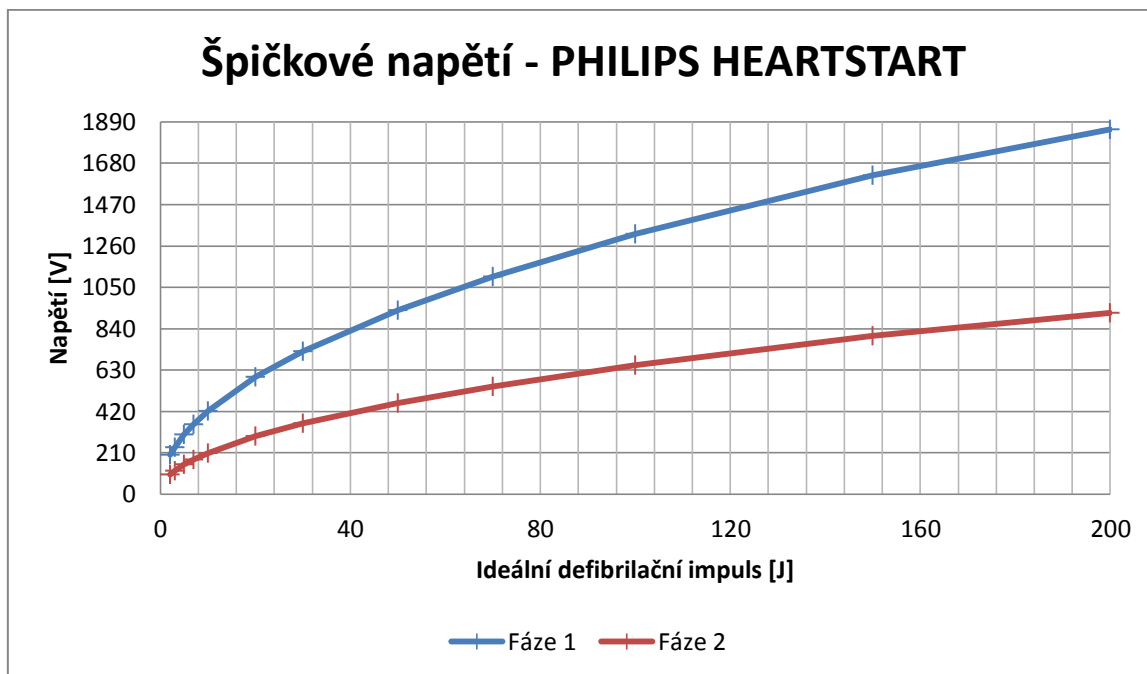
Pro defibrilátor PRIMEDIC, jak je již patrné z hodnot v Tabulce 6, jsou v porovnání s defibrilátorem značky PHILIPS špičkové hodnoty jednotlivých fází nižší při stejných hodnotách defibrilačního impulsu. To znamená, že při použití defibrilátoru PRIMEDIC je celková zátěž pro pacienta během výboje nižší a stejně účinná jako u defibrilátoru PHILIPS. Je to způsobeno rozdílným tvarem defibrilační křivky, kde u přístroje PRIMEDIC je tato křivka přizpůsobena lépe pro srdeční arytmie. Ve výsledných grafech pro špičkové hodnoty napětí a proudů mají výsledné křivky jak proudu, tak napětí stejný exponenciální růst pro defibrilátory PRIMEDIC DEFIMONITOR a PHILIPS HEARTSTART.



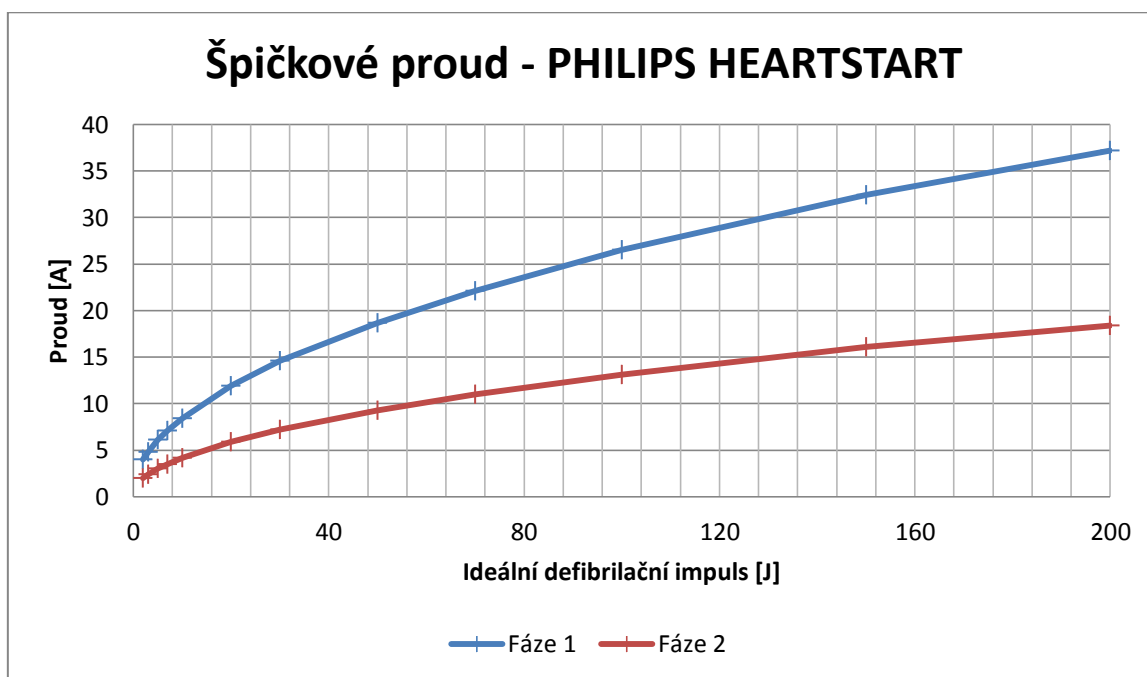
Graf 2 Hodnoty špičkových napětí pro PRIMEDIC DEFIMONITOR



Graf 3 Hodnoty špičkových proudů pro PRIMEDIC DEFIMONITOR



Graf 4 Hodnoty špičkových napětí pro PHILIPS HEARTSTART

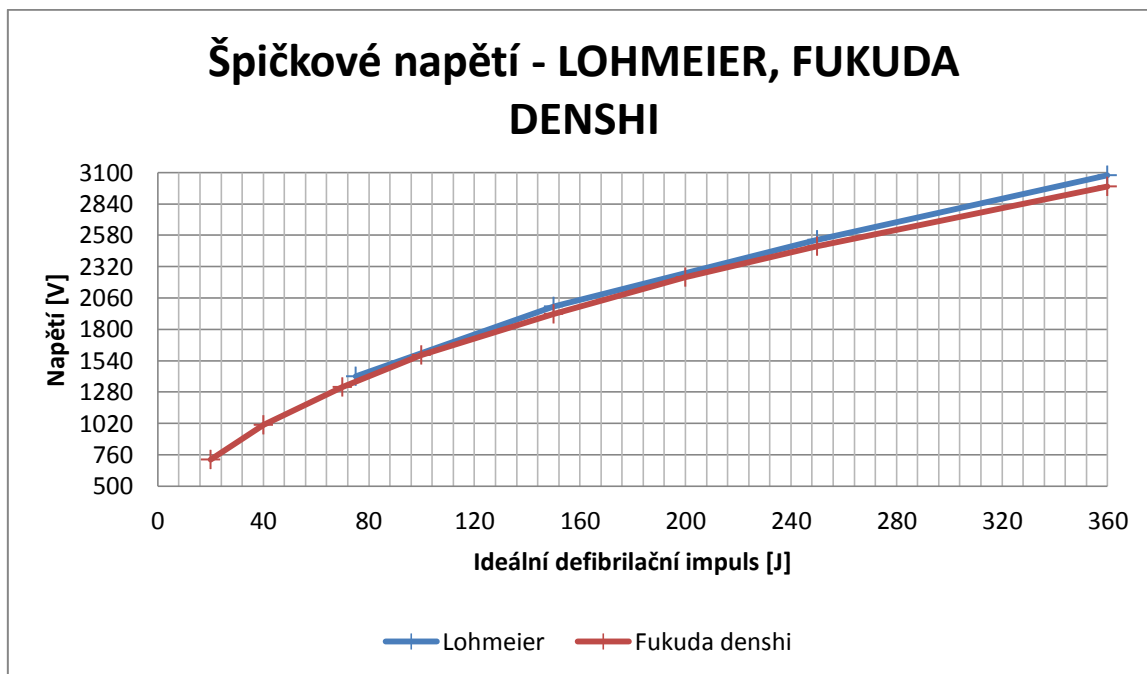


Graf 5 Hodnoty špičkových proudů pro PHILIPS HEARTSTART

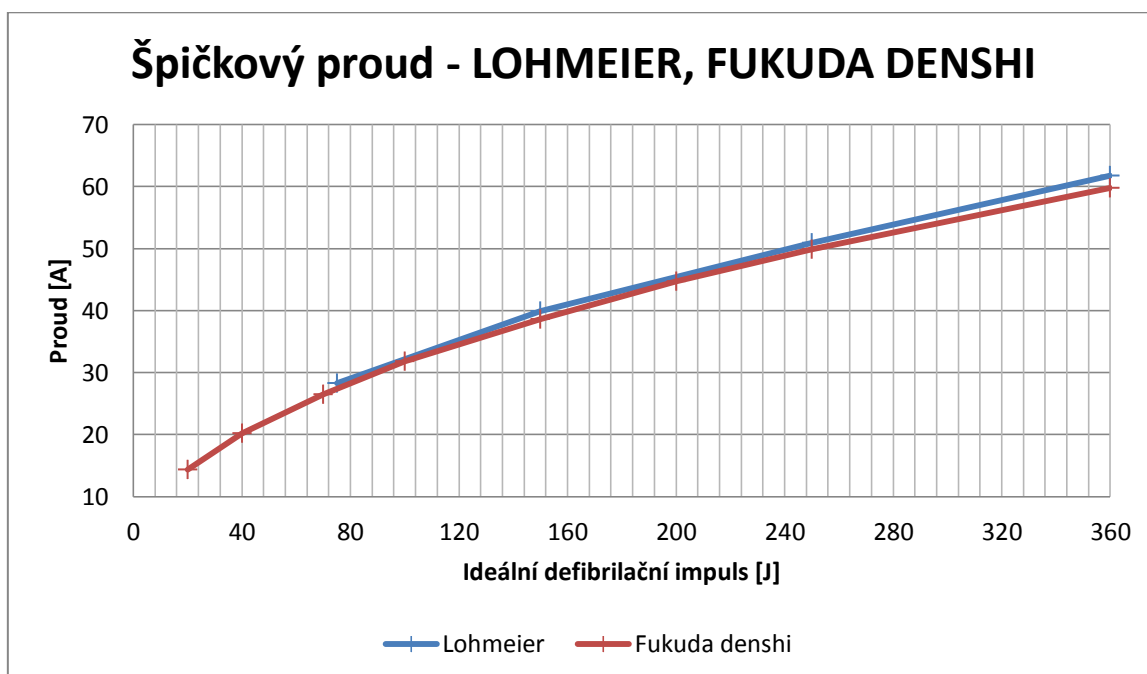
Tabulka 7 Špičkový proud a napětí defibrilátorů LOHMEIER a FUKUDA DENSHI

Defibrilační impuls ideální [J]	LOHMEIER D 802		FUKUDA DENSHI FC-550	
	Špičkové napětí [V]	Špičkový proud [A]	Špičkové napětí [V]	Špičkový proud [A]
2	-	-	-	-
3	-	-	-	-
5	-	-	-	-
7	-	-	-	-
10	-	-	-	-
20	-	-	718	14,4
30	-	-	-	-
40	-	-	1007	20,2
50	-	-	-	-
70	-	-	1322	26,5
75	1410	28,3	-	-
100	-	-	1585	31,8
150	1989	39,9	1926	38,6
200	-	-	2231	44,7
250	2540	50,9	2490	49,9
300	-	-	-	-
360	3076	61,7	2984	59,8

U monofázických defibrilátorů jsou špičkové hodnoty proudů a napětí znatelně vyšší než u bifázických hodnot. Zvýšené hodnoty jsou způsobené přítomností pouze jedné fáze defibrilačního výboje a sinusového monofázického defibrilačního impulsu. Z toho důvodu pro dosažení potřebné energie musí být rovněž špičkové hodnoty vyšší. U přístroje značky LOHMEIER, který má na výběr pouze ze čtyř hodnot defibrilačních impulsů byly naměřeny nejvyšší hodnoty proudu a napětí ze všech testovaných přístrojů. V porovnání s defibrilátorem značky FUKUDA DENSHI jsou špičkové hodnoty ve výši naměřených hodnot téměř totožné, jak lze také vidět v Grafu 6 a Grafu 7. Je to způsobeno, jak již bylo řečeno u výsledných naměřených křivek, principem využívajícího sinusového monofázického defibrilačního impulsu. I přes vysoké hodnoty proudu a napětí by neměl být tento impuls nikterak škodlivý pro lidské tělo z důvodu krátké doby trvání defibrilačního impulsu, jež činí v tomto případě čas do 7 ms.



Graf 6 Hodnoty špičkových napětí pro LOHMEIER a FUKUDA DENSHI

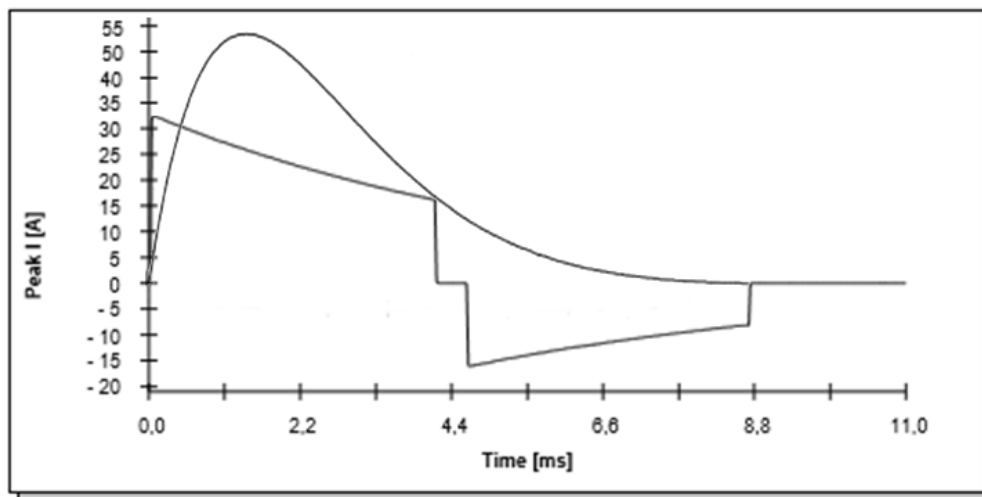


Graf 7 Hodnoty špičkových proudů pro LOHMEIER a FUKUDA DENSHI

Ve výsledných grafech lze vidět, že u všech použitých defibrilátorů je při zvyšování hodnoty defibrilační energie stejný nárůst proudu a napětí a výsledné křivky pro proud a napětí jsou téměř totožné svým tvarem.

5.6.4 Vykreslení do společného grafu ideální monofázický a bifázický defibrilační impuls.

Čtvrtý bod zadání představoval vykreslení na milimetrový papír nebo v počítači graf monofázického a bifázického defibrilačního impulsu, tak aby měli tyto impulsy stejnou energii.



Obrázek 39 Ideální průběh monofázického a bifázického defibrilačního impulsu

Z Obrázku 39 je patrný důvod používání bifázických defibrilačních impulsů oproti monofázickým. Je to dáno především nižší hodnotou špičkového proudu, který prochází tělem pacienta. Na obrázku jsou znázorněny v porovnání defibrilační křivky pro defibrilátory značky PHILIPS a LOHMEIER. Oba impulsy dosahovaly hodnoty energie 150 J a rozdílu špičkového proudu téměř 25 A. Tento rozdíl špičkového proudu je způsoben tím, že bifázické defibrilátory využívají během druhé fáze defibrilačního impulsu záporných hodnot, takže se dosáhne nižších hodnot špičkového proudu a vyšší účinnosti defibrilačního impulsu při defibrilaci.

5.7 Kontrolní otázky

1. Jaké jsou základní typy defibrilačních impulsů?

Základní typy defibrilačních výbojů jsou monofázický a bifázický defibrilační impuls.

2. Který defibrilační impuls je účinnější a proč?

Účinnějším defibrilačním impulsem je bifázický z důvodu, že bifázický impuls nemusí nabývat vysokých hodnot proudu, aby účinnost byla stejná jako monofázického impulsu. Tím je zajištěno, že myokard nebude vystavován příliš velké zátěži.

3. Který z použitých defibrilátorů měl nejvyšší odchylku v měření defibrilační energie?

Nejvyšší odchylka byla naměřena u defibrilátoru značky PRIMEDIC při jeho maximální hodnotě, kde rozdíl od ideální energie činil téměř 8 J. Tato odchylka může být způsobena, že daný defibrilátor se nedokáže nabít na maximální energii, popřípadě se mohla stát chyba měření, kde mohlo dojít ke snížení vodivosti mezi pádly přístroje a testeru.

4. Který z použitých defibrilátorů měl nejvyšší dobu nabíjení, a zkuste odhadnout, čím to může být způsobeno?

Nejvyšší dobu nabíjení měl rovněž defibrilátor značky PRIMEDIC při jeho maximální hodnotě energie. Čas činil 12 s, kde tato doba může být způsobena složitou elektronikou příslušného přístroje.

5. Proč je důležitá bezpečně technická kontrola lékařských přístrojů?

Bezpečně technická kontrola lékařských přístrojů je důležitá z důvodu snížení rizik při jejich používání jak pro pacienta, tak pro obsluhu používaného přístroje.

6. Jaká jsou typická napětí a proudy defibrilačních impulsů?

Typické hodnoty napětí odpovídají velikosti 3-9 kV a špičkové hodnoty proudů se pohybují v rozmezí od 30 do 100 A.

6. Závěr

Lidský život je jedinečný a nenahraditelný, i když dnešní doba nabízí mnoho zdravotnických zařízení určených k opětovnému zajištění správné funkce lidského těla, jež to v určitých případech nezvládne samo. Mnohdy je právě defibrilátor poslední možností, jak lidský život zachránit. Je však důležité zlepšovat stávající, případně vyvíjet nová zařízení, čím se možnosti záchrany života mohou značně rozšířit.

Za dobu věnovanou této práci jsem prostudoval značné množství materiálů, od lékařských knih, přes články na internetu, až po manuály dostupných typů defibrilátorů. V této práci jsem chtěl čtenáře seznámit s principem a činností kardiovaskulárního systému z pohledu fyziologického, kde jsem se zaměřil na samotnou anatomii lidského srdce, s jeho funkcí, podobou srdečního cyklu a tím, jak je tato činnost řízena. V patologickém popisu srdce je pozornost věnována různým srdečním arytmiím, jejich projevům a jejich následné léčbě. V další části se práce zaměřuje na popis různých druhů defibrilačních impulsů, jejich vznik a jejich účinnost. Tyto defibrilační impulsy se především liší tvarem křivky, délkou působení a špičkových hodnot napětí a proudu. V praxi jsou nejběžnějšími typy přístrojů používány monofázické a bifázické defibrilátory. Čtenář byl seznámen s různými přístroji, které dokáží řešit problém srdečních arytmií a zvláštní pozornost byla věnována rozdělením a konstrukci defibrilátorů. U všech zdravotnických zařízení, kdy právě zmíněné defibrilátory rozhodně nejsou žádnou výjimkou, je důležité věnovat značnou pozornost provádění bezpečnostně technických kontrol z důvodu snížení rizik při jejich používání. Tyto kontroly se provádějí v pravidelných intervalech z důvodu snížení rizika při jejich používání a také pro zjištění stavu daného přístroje.

V praktické části se práce zaměřuje na návrh a realizaci laboratorní úlohy kde bylo cílem vytvořit laboratorní úlohu s testy pro porozumění principu funkce defibrilátorů v praxi. Bylo zde vytvořeno zadání s různými testy s použitím defibrilátorů a zadání pro pochopení účinnosti různých defibrilačních křivek. Každý test představoval měření odlišných vlastností defibrilačního impulsu.

Následně byl vytvořen vzorový vypracovaný protokol, který má představovat názornou ukázkou správného postupu a vypracování jednotlivých kroků, které byly zadány v návrhu laboratorní úlohy. Byly zde vypracovány jednotlivé kroky protokolu s vyplněnými tabulkami a následným popisem a názornými grafy. Jednotlivé body zadání byly voleny tak, aby se studenti při vypracovávání jednotlivých kroků co nejvíce seznámili s parametry defibrilátoru a vlastnostmi defibrilačního impulsu, jejich dobou trvání, špičkových hodnot napětí a proudu a také, který z defibrilačních impulsů je nejúčinnější. Byl zde vytvořen bod zadání pro srovnání monofázického a bifázického defibrilačního impulsu se stejnou energií, kde lze vidět a porovnat špičkové hodnoty proudu obou defibrilačních křivek. Mimo jiné se zde studenti seznámili i s bezpečně technickou kontrolou a s důvodem, proč je důležité ji provádět v pravidelných časových intervalech.

Vzorovou laboratorní úlohu pro měření a testování defibrilátoru mohou využít studenti, kteří se mohou setkat s měřením parametrů defibrilátoru v praxi nebo v jejich budoucím zaměstnání. Při vypracování jednotlivých bodů zadání by laboratorní úloha mohla přispět k pochopení funkčnosti různých druhů defibrilátorů, vlastností jednotlivých defibrilačních křivek a také k seznámení se s jejich manipulací.

Seznam použité literatury

- [1] MARCIÁN, Pavel, Bronislav KLEMENTA a Olga KLEMENTOVÁ. Elektrická kardioverze a defibrilace. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2011, **2011**(10): 24-29.
- [2] DEMIRBILEK, F.N., M. KRAJNAK a G. STOLARCZYK. Defibrillator synchronization tester. In: 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. 2009 [cit. 2015-05-14]. DOI: 10.1109/iembs.2009.5332840.
- [3] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [4] LUKL, Jan. *Fibrilace síní*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 268 s. ISBN 978-80-247-2768-4.
- [5] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [6] ŠPINAR, Jindřich a Jiří VÍTOVEC. *Jak dobře žít s nemocným srdcem*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 256 s. ISBN 978-80-247-1822-4.
- [7] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, xxxiii, 722 s., 16 s. barev. obr. příl. ISBN 978-80-247-1385-4.
- [8] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [9] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, 2009, xi, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [10] PEŠEK, Jaromír a Jiřina PAVLÍKOVÁ. *Naše zdravotnictví a lékárenství v EU*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 152 s. ISBN 80-247-1392-6.
- [11] KAPOUNOVÁ, Gabriela. *Ošetrovatelství v intenzivní péči*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2007, 350 s., s. barev. obr. příl. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-1830-9.
- [12] MÁLEK, Jiří. *Praktická anesteziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 188 s. ISBN 978-80-247-3642-6.
- [13] ŠTURMA, Martin. *Provoz, revize a údržba technických zařízení: vyhrazená technická zařízení elektrická, plynová, tlaková, zdvihací*. První vydání. Praha: Grada Publishing, 2015, 139 stran. ISBN 978-80-247-5121-4.

- [14] BENNETT, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, 384 s. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [15] EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyzologie a katéetrových ablací*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 263 s. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [16] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007, 216 s. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [17] MAČÁK, Jiří a Jana MAČÁKOVÁ. *Patologie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004, 347 s., 24 s. barev. obr. příl. ISBN 80-247-0785-3.
- [18] KUBŮ, Veronika. *Defibrilátor*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. MILAN CHMELÁŘ, CSc.
- [19] POKORNÝ, Martin. *DESIGN DEFIBRILÁTORU*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. akad. soch. Miroslav ZVONEK.
- [20] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 2*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 310 s. ISBN 978-80-248-3108-4.
- [21] DEAKIN, Charles D. a Jerry P. NOLAN. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2005. *Resuscitation* [online]. 2005, **67**, S25-S37 [cit. 2016-01-18]. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2005.10.008. ISSN 03009572. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300957205004107>
- [22] SMETANA, Ing. Jaroslav. ESA 620 nový tester bezpečnosti a Impulse 7000DP tester defibrilátorů. *Elektrotechnický magazín ETM*. Blue Panther s.r.o., 2009, **2009**(4), S62-S63.
- [23] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3
- [24] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 191 s. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-x.
- [25] KMOCH, Tomáš. Testování elektrické bezpečnosti a funkcionality zdravotnických prostředků. *Elektrotechnický magazín ETM* [online]. Blue Panther s.r.o., 2010, **2010**(4), S36-S37 [cit. 2016-02-26].

Seznam internetových zdrojů

- [26] Periodická bezpečnostně technická kontrola zdravotnických prostředků. *Http://elektrika.cz* [online]. 2011 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <http://elektrika.cz/data/clanky/periodicka-bezpecnostne-technicka-kontrola-zdravotnickych-prostredku>
- [27] PORUCHY TVORBY VZRUCHU. *Http://ekg.kvalitne.cz* [online]. [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/tvorba.htm#Fibrilace> sÅn
- [28] 123/2000 Sb., Zákon o zdravotnických prostředcích a o změně některých souvisejících zákonů [online]. Česká republika, 2000, 2015 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: http://www.sbcz.cz/cgi-bin/khm.cgi?typ=1&page=khq:SB2000/123A0A08_003.HTM
- [29] AUTOR NEUVEDEN. *http://www.gimaitaly.com/* [online]. [cit. 7.3.2016]. Dostupný na WWW: http://www.gimaitaly.com/prodotti.asp?sku=35374&dept_selected=62&dept_id=624
- [30] AUTOR NEUVEDEN. *http://canalmedicalstore.com/* [online]. [cit. 7.3.2016]. Dostupný na WWW: <http://canalmedicalstore.com/products.php?product=Philips-HeartStart-XL-Monitor-%7B47%7D-Defibrillator>
- [31] AUTOR NEUVEDEN. *flukebiomedical.com* [online]. [cit. 7.3.2016]. Dostupný na WWW: <http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/defibrillator-analyzers/impulse-7000dp-defibrillator-tester-analyzer.htm?pid=56326>
- [32] AUTOR NEUVEDEN. *http://www.tme.eu* [online]. [cit. 7.3.2016]. Dostupný na WWW: <http://www.tme.eu/cz/details/flk-mps450/lekarske-pristroje-biomedical/fluke/fluke-mps450/>
- [33] REVIZE LÉKAŘSKÝCH PŘÍSTROJŮ [online]. Plzeň: KRÁSNÝ - zdravotnická technika [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <http://www.szo.cz/cs/lekarske-pristroje/revize-lekarskych-pristroju/>

Ostatní zdroje

- [34] Laboratorní úloha dostupná pro studenty VŠB
- [35] Vlastní fotodokumentace

Seznam příloh

A. Obsah přiloženého CD.....	73
------------------------------	----

A. Obsah přiloženého CD

Soubor	Popis
BP_VON0045_VONDRÁK.pdf	PDF soubor obsahující vypracovanou bakalářskou práci
Testy_VON0045_VONDRÁK	Adresář s výslednými protokoly provedených testů
Testy_PRIMEDIC	Adresář s výslednými protokoly provedených testů pro defibrilátor značky PRIMEDIC
PRIMEDIC_xxxJ.pdf	PDF soubory s výslednými protokoly pro dostupné defibrilační energie
Testy_PHILIPS	Adresář s výslednými protokoly provedených testů pro defibrilátor značky PHILIPS
PHILIPS_xxxJ.pdf	PDF soubory s výslednými protokoly pro dostupné defibrilační energie
Testy_FUKUDA	Adresář s výslednými protokoly provedených testů pro defibrilátor značky FUKUDA
FUKUDA_xxxJ.pdf	PDF soubory s výslednými protokoly pro dostupné defibrilační energie
Testy_LOHMEIER	Adresář s výslednými protokoly provedených testů pro defibrilátor značky LOHMEIER
LOHMEIER_xxxJ.pdf	PDF soubory s výslednými protokoly pro dostupné defibrilační energie